



# Řešení ergonomie rehabilitačního rotopedu

## Bakalářská práce

*Studijní program:* B3944 – Biomedicínská technika  
*Studijní obor:* 3901R032 – Biomedicínská technika  
*Autor práce:* **Adam Cvrček**  
*Vedoucí práce:* doc. Ing. Josef Černožorský, Ph.D.





# Ergonomy design of rehabilitation bicycle

## Bachelor thesis

*Study programme:* B3944 – Biomedical Technology  
*Study branch:* 3901R032 – Biomedical Technology  
*Author:* **Adam Cvrček**  
*Supervisor:* doc. Ing. Josef Černohorský, Ph.D.



## **ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE**

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Adam Cvrček**  
Osobní číslo: **Z12000002**  
Studijní program: **B3944 Biomedicínská technika**  
Studijní obor: **Biomedicínská technika**  
Název tématu: **Řešení ergonomie rehabilitačního rotopedu**  
Zadávající katedra: **Ústav zdravotnických studií**

### **Z á s a d y   p r o   v y p r a c o v á n í :**

#### **Cíle práce:**

Cílem práce je navrhnout soubor opatření pro zlepšení ergonomie rehabilitačního rotopedu. Tento soubor by měl zahrnovat jak zlepšení ergonomie z hlediska vlastního cvičení, tedy pacienta, tak ovládání zařízení a nastavení před cvičením z pohledu odborného zdravotnického personálu. Posledním souborem opatření by mělo být zlepšení v oblasti přístupu pacienta na rehabilitační zařízení před cvičením a po ukončení cvičení pro zvýšení komfortu a bezpečnosti v této fázi.

#### **Teoretická východiska (včetně výstupu z BP):**

V současné době jsou na trhu rehabilitační přístroje založené na kruhovém pohybu a to pro horní či dolní končetiny pro sedící či ležící pacienty. Na těchto strojích je možné nastavit míru zatížení a z diagnostických funkcí sledovat kolísání otáček. Žádný z námi nalezených přístrojů nedovede proměnné zatížení v rámci jedné otáčky, řízenou dopomoc překonávání problematické výšece pohybu či nezávislé měření výkonu levé a pravé končetiny a další pokročilé funkce. Výstupem práce bude souhrn konstrukčně technických opatření pro zkvalitnění využití rehabilitačního rotopedu.

#### **Výzkumné otázky:**

Navržené zařízení bude unikátní díky kinematicky nesvázaným členům pro pravou a levou končetinu. Tato inovace dovoluje nezávislé nastavení podpůrného a zátěžového systému a umožňuje implementovat pokročilé diagnostické a terapeutické funkce. Konstrukční metody nastavení zařízení pro různé skupiny pacientů dle jejich tělesné konstituce. Alternativní možnosti polohování s využitím aktivních pohonů pro omezení zátěže ošetřujícího personálu.

#### **Metoda:**

##### **Kvantitativní**

Technika práce, vyhodnocení dat:

Posouzení mechanického návrhu z hlediska platných norem a dále vyhodnocení prospěšnosti nové konstrukce na figurantech.

##### **Místo a čas realizace výzkumu:**

Technická univerzita v Liberci, laboratoř elektrických pohonů a to v měsících listopad až březen 2015/2016.

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy:

**50 - 70 stran**

Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

Seznam odborné literatury: **viz příloha**

Vedoucí bakalářské práce:

**doc. Ing. Josef Černohorský, Ph.D.**

Ústav mechatroniky a technické informatiky


Konzultant bakalářské práce:

**Mgr. Petra Brédová**


Ústav zdravotnických studií

Datum zadání bakalářské práce: **11. června 2015**

Termín odevzdání bakalářské práce: **30. dubna 2016**

  
prof. Dr. Ing. Zdeněk Kůs  
rektor



  
Mgr. Marie Froňková  
pověřena vedením ústavu

V Liberci dne 31. ledna 2016



# Příloha zadání bakalářské práce

## Seznam odborné literatury:

- LEINVEBER, Jan a Pavel VÁVRA. Strojnické tabulky: pomocná učebnice pro školy technického zaměření. 5., upr. vyd. Úvaly: Albra, 2011, 927 s. ISBN 978-80-7361-081-4.
- ČERNOCH, S. a kol. Strojně technická příručka. Svazek 1.13. vyd. Praha: SNTL Praha, 1977, 1296 s.
- ČERNOCH, S. a kol. Strojně technická příručka. Svazek 2.13. vyd. Praha: SNTL Praha, 1977, 1296 s.
- ŠTOLL, Ivan. Mechanika. 3. vyd. V Praze: České vysoké učení technické, 2010, 209 s. ISBN 978-80-01-04554-1.
- JANČÍK, Luděk a Jiří ZÝMA. Části a mechanismy strojů. 2. vyd. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2004c1996, 201 s. ISBN 80-010-2891-7.
- BENEŠ, Jiří a kol. Základy lékařské biofyziky. 3., upr. vyd. Praha: Karolinum, 2011. 200 s. Učební texty Univerzity Karlovy v Praze. ISBN 978-80-246-2034-3.
- KALÁB, Květoslav. Návrh, Výpočet a montáž řemenového převodu: Vysokoškolská příručka. Ostrava, 2010.
- DOBŠÁK, Petr a Pavel VÁVRA. Klinická fyziologie tělesné zátěže: vybrané kapitoly pro bakalářské studium fyzioterapie. 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2009, 98 s. ISBN 978-802-1049-659.
- KOLÁŘ, Pavel. Rehabilitace v klinické praxi. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, 713 s. ISBN 978-807-2626-571.
- BUŠKO K., Biology of sport a quarterly journal of sport and exercise science: Power output and mechanical efficiency of human muscle in maximal cycle ergometer efforts at different pedalling rates [online]. 2005 [cit. 2013-11-14]. ISSN 2083-1862. Dostupné z: [biolsport.com/fulltxt.php?ICID=891552](http://biolsport.com/fulltxt.php?ICID=891552).
- REESE, Nancy Berryman, William D BANDY a Charlotte YATES. Joint range of motion and muscle length testing. 2nd ed. St. Louis, Mo.: Saunders/Elsevier, c2010, 509 s. ISBN 14-160-5884-2.
- HEINZ KETTLER GMBH & CO. KG. KETTLER: Montageanleitung "E3". Ense-Parsit, 2012. Dostupné z: <http://www.kettlerusa.com/manuals/fitness/exercise%20bikes/7682-000.pdf>.

Student  
**Adam CVRČEK**  
Z12000002  
Hrubá Skála 23  
511 01 HRUBÁ SKÁLA

Vyřizuje: Zuzana Janošíková / 485 353 762

V Liberci dne 11. června 2015  
č.j.: 15/8515/020448-02

**Vyjádření k žádosti o upravení tématu a prodloužení termínu odevzdání bakalářské práce**

Vážený studente,

na základě Vaší žádosti ze dne 1. 6. 2015, zaevidované pod č.j.: 15/8515/020448-01, Vám sděluji, že **souhlasím** s vypracováním bakalářské práce na téma „Řešení ergonomie rehabilitačního rotopedu“ dle předloženého podkladu pro zadání ze dne 29. 5. 2015 s podmínkou, že konzultantem bude Mgr. Petra Brédová.

S pozdravem

  
Mgr. Marie Froňková  
pověřena vedením ústavu

**Technická univerzita v Liberci**  
Ústav zdravotnických studií  
Studentská 2, 461 17 Liberec 1



## Prohlášení

Byl jsem seznámen s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum: 30.4.2016

Podpis: 

## Poděkování

Na tomto místě bych chtěl poděkovat doc. Ing. Josefu Černohorskému za vedení práce, jeho rady, poznámky a připomínky.

Dále bych chtěl poděkovat všem, kteří se podíleli na vzniku mé bakalářské práce jako figurantům a také těm, kteří mi poskytli cenné podněty.



Anotace

Autor: Adam Cvrček

Instituce: Technická univerzita v Liberci, Ústav zdravotnických studií

Název práce: Řešení ergonomie rehabilitačního rotopedu

Vedoucí práce: doc. Ing. Josef Černohorský, Ph. D.

Počet stran: 58

Počet příloh: 2

Rok obhajoby: 2016

Souhrn: Cílem této bakalářské práce je vytvořit návrh otočného mechanismu sloužícího pro zlepšení přístupu pacienta na rehabilitačním rotopedu. Zároveň je práce s rotopedem komfortnější i pro obsluhující zdravotnický personál. Dále jsem se zabýval fyziologií šlapání ve spojitosti s možným zlepšením v nastavení softwaru rotopedu pro účelnější rehabilitaci pacientů.

Klíčová slova: Ergonomie, normy, rotoped, měření, návrh konstrukce

Annotation

Author: Adam Cvrček

Institution: Technical university of Liberec, Institute of Health Studies

Title: Ergonomy design of rehabilitation bicycle

Supervisor: doc. Ing. Josef Černohorský, Ph. D.

Pages: 58

Apendix: 2

Year: 2016

Summary: The aim of my Bachelor thesis is to design the rotary mechanism which improves patient's access to rehabilitation stationary bicycle. Simultaneously the operation with this modified stationary bicycle is more comfortable for the medical staff. I also deal with the physiology of pedalling in connection with possible improvement of software settings of stationary bicycle for a purpose of more effective rehabilitation of patients.

Keywords: Ergonomics, standards, stationary bicycle, measurement, construction design

## Obsah

1	Úvod.....	14
2	Teorie .....	16
2.1	Ergonomie .....	16
2.2	Norma ČSN EN ISO 20957-1 .....	17
2.2.1	Definice.....	17
2.2.2	Druhy tréninkových zařízení .....	18
2.2.3	Bezpečnostní požadavky.....	18
2.2.4	Klasifikace .....	19
2.3	Norma ČSN EN 957-5:2009 .....	20
2.4	Rozsah výškového nastavení sedla .....	23
2.5	Biofyzika svalů.....	24
2.6	Způsoby pohybových zátěží a jejich fyziologická účinnost .....	24
2.7	Variabilita délky dolních končetin .....	26
2.8	Rehabilitační rotoped .....	26
3	Měření biomechanických parametrů .....	28
3.1	Použitá měřicí technika .....	28
3.2	Testovací skupina.....	29
3.3	Před-testovací vyšetření .....	29
3.4	Metodika měření .....	30
3.5	Subjekt 1.....	32
3.6	Subjekt 2.....	36
3.7	Subjekt 3.....	40
3.8	Subjekt 4.....	44
3.9	Subjekt 5.....	47
3.10	Celkové výsledky .....	49

4	Otočný polohovací mechanismus .....	50
4.1	Technické požadavky .....	50
4.2	Konstrukční požadavky .....	50
4.3	Součásti .....	51
4.4	Pevnostní analýzy .....	54
5	Závěr .....	55
6	Seznam literatury .....	56

## Seznam obrázků

obr. 1 - Zkušební prst.....	22
obr. 2- Testování opěradla .....	23
obr. 3 - Plantoskopické vyšetření subjektu 1 Zdroj: Autor.....	32
obr. 4 - Plantoskopické vyšetření subjektu 2, Zdroj: Autor.....	36
obr. 5 - Plantoskopické vyšetření subjektu 3, Zdroj: Autor.....	40
obr. 6 - Plantoskopické vyšetření subjektu 4, Zdroj: Autor.....	44
obr. 7 - Plantoskopické vyšetření subjektu 5, Zdroj: Autor.....	47

## Seznam tabulek a grafů

Graf 1 - subjekt 1 vyvážení při 100 W, Zdroj: Autor .....	33
Graf 2 - subjekt 1 vyvážení při 150 W, Zdroj: Autor .....	33
Graf 3 - subjekt 1 vychýlení při 100 W, Zdroj: Autor.....	34
Graf 4 - subjekt 1 vychýlení při 150 W, Zdroj: Autor.....	34
Graf 5- subjekt 1 silová fáze při 100 W .....	35
Graf 6 - subjekt 1 silová fáze při 150 W.....	35
Graf 7 - subjekt 2 vyvážení při 100 W, Zdroj: Autor .....	37
Graf 8 - subjekt 2 vyvážení při 150 W, Zdroj: Autor .....	37
Graf 9 - subjekt 2 vychýlení při 100 W, Zdroj: Autor.....	38
Graf 10 - subjekt 2 vychýlení při 150 W, Zdroj: Autor.....	38
Graf 11 - subjekt 2 silová fáze při 100 W, Zdroj: Autor .....	39
Graf 12 - subjekt 2 silová fáze při 150 W, Zdroj: Autor .....	39
Graf 13 - subjekt 3 vyvážení při 100 W, Zdroj: Autor .....	41
Graf 14 - subjekt 3 vyvážení při 150 W, Zdroj: Autor .....	41
Graf 15 - subjekt 3 vychýlení při 100 W, Zdroj: Autor.....	42
Graf 16 - subjekt 3 vychýlení při 150 W, Zdroj: Autor.....	42
Graf 17 - subjekt 3 silová fáze při 100 W, Zdroj: Autor .....	43
Graf 18 - subjekt 3 silová fáze při 150 W, Zdroj: Autor .....	43
Graf 19 - subjekt 4 vyvážení při 100 W, Zdroj: Autor .....	44
Graf 20 - subjekt 4 vyvážení při 150 W, Zdroj: Autor .....	45
Graf 21 - subjekt 4 vychýlení při 100 W, Zdroj: Autor.....	45
Graf 22 - subjekt 4 vychýlení při 150 W, Zdroj: Autor.....	46



Graf 23 subjekt 4 silová fáze při 100 W, Zdroj: Autor .....	46
Graf 24 - subjekt 4 silová fáze při 150 W, Zdroj: Autor .....	47
Graf 25 - subjekt 5 vyvážení při 100 W, Zdroj: Autor .....	48
Graf 26 - subjekt 5 vyvážení při 150 W, Zdroj: Autor .....	48
Graf 27 - subjekt 5 vychýlení při 100 W, Zdroj: Autor .....	49
Graf 28 - subjekt 5 vychýlení při 150 W, Zdroj: Autor .....	49

## Seznam zkratk

apod.	a podobně
č.	číslo
např.	například
IEA	Mezinárodní ergonomická společnost
SD	směrodatná odchylka
ot·min <sup>-1</sup>	otáčky za minutu

# 1 Úvod

Cílem této práce je návrh polohovacího zařízení pro již existující rehabilitační rotoped vyvinutý a patentovaný Technickou universitou v Liberci ve spolupráci s Krajskou nemocí Liberec. Seznámení s platnou legislativou ČR a normami Evropské unie potřebných pro konstrukci tohoto zařízení.

Dále jsem také zjišťoval pomocí měření pedálů Garmin Vector2 biomechanické parametry šlapání a jejich změnu vlivem únavy jednotlivých subjektů. Výsledky měření by měly sloužit pro zdokonalení v nastavení řídicího softwaru rehabilitačního rotopedu.

V poslední části práce se dostávám k samotnému návrhu zařízení. Vzhledem ke svým předchozím zkušenostem v konstruování v CAD jsem zvolil 3D modelovací software Autodesk Inventor, ve kterém jsem realizoval návrhy jednotlivých dílů a následně celého zařízení. V něm jsem také provedl pevnostní analýzu podle příslušných norem.

## 2 Teorie

### 2.1 Ergonomie

Pojem ergonomie je tvořen spojením dvou řeckých slov a to slova ergon = práce a normos = zákon, pravidlo. Hlavním podmětem k vytvoření tohoto označení byla snaha o rovnocenné zastoupení všech disciplín na předmětu ergonomie.

Definice pojmu ergonomie Mezinárodní ergonomickou společností (IEA) z roku 2001:

*„Ergonomie je vědecká disciplína, optimalizující interakci mezi člověkem a dalšími prvky systému a využívající teorii, poznatky, principy, data a metody k optimalizaci pohody člověka a výkonost systému.“* (konference IEA, San Diego 2001)

Disciplíny, z níž ergonomie čerpá určitých znalostí, jsou to zejména biomechanika, statická a dynamická antropologie, fyziologie práce avšak i psychologii práce. Biomechanika a užitná antropologie poskytují informace o rozměrech i fyzických parametrech lidského těla a jeho částí (síly, dráhy, přesnost, rozsah pohybů apod.) vztažených na populační skupiny. (1)

Fyziologie práce

Zabývá se rozsáhlou problematikou tělesného výkonu a zdatnosti člověka, zejména pak projevy zátěže na lidský organismus ovlivňující změny vegetativních funkcí. (1)

Ergonomie práce ve zdravotnictví

Největším zatížením na práci ve zdravotnictví představuje manipulace s pacientem, kde zejména u zdravotních sester hrozí systémové poškození zdraví zejména pak bolesti zad v oblasti bederní (1). Ženy mohou podle nařízení vlády č. 361/2007Sb., které stanovuje podmínky ochrany zdraví při práci. Dle tohoto nařízení platí, že:

*„Přípustný hygienický limit pro hmotnost ručně manipulovaného břemene přenášeného ženou při občasném zvedání a přenášení je 20 kg, při častém zvedání a přenášení 15 kg“.*

Legislativní vymezení ergonomie

Obecné ergonomické požadavky a doporučení jsou uvedeny v normách ČSN ISO 6385 – Ergonomické zásady pro navrhování pracovních systémů a pro potřeby rehabilitačního rotopedu také normy ČSN EN ISO 20957-1 a ČSN EN 957-5:2009 – „Stacionární

tréninková zařízení – Část 5: Tréninkové cyklotrenažery a rotopedy pro procvičování i horní části těla, další specifické bezpečnostní požadavky a metody zkoušení“, kterými se budu zabývat v samostatných kapitolách.

## 2.2 Norma ČSN EN ISO 20957-1

Stacionární tréninková zařízení – Část 1: Základní bezpečnostní požadavky a zkušební metody. Tato norma stanovuje požadavky kladené na konstrukci tréninkových zařízení.

### 2.2.1 Definice

#### **Prostor cvičení**

Je definován jako prostor, který zaujímají uživatel a zařízení při používání v celém rozsahu pohybu.

#### **Rozsah pohybu**

Definuje prostor, kde se uživatel nebo jeho části pohybují v souladu s návodem k použití. Dynamická směr je síla působící ve směru, který předepisuje návod k použití.

#### **Hmotnost a zatížení**

Norma ČSN EN ISO 20957-1 specifikuje nejvyšší přípustnou hmotnost uživatele. Pokud je vyšší, jak 100 kg provádí se jednotlivé bezpečnostní zkoušky s touto hmotností. Také rozlišuje skutečné zatížení způsobené hmotností uživatele a vnější zatížení, které působí na výrobek odjinud než od hmotnosti uživatele.

#### **Volná plocha**

Norma stanovuje volnou plochu, která větší o 0,6 m než prostor cvičení ve směrech přístupu k zařízení, kdy volný prostor musí umožňovat nouzové opuštění zařízení. Tento volný prostor a prostor cvičení musí podle návodu k použití obsahovat jeho přesné vymezení a také musí být zřetelně označen informačními tabulemi.



### 2.2.2 Druhy tréninkových zařízení

Ergometr je zařízení, které umožňuje měřit příkon ve wattech s uvedenou přesností (pro potřeby rotopedů je  $\pm 10\%$  nebo  $\pm 5 \text{ W}$  pro hodnoty pod  $50 \text{ W}$ ). Dalšími druhy jsou myšlena tyto zařízení: závislá na rychlosti umožňují nastavit odpor jinými prostředky než rychlostí, nezávislá tréninková zařízení na rychlosti mají nastavitelný odpor a rychlost nezávisle například pomocí brzdícího mechanismu. Posledním specifikovaným druhem jsou rotopedy poháněné vnější silou (např. elektromotory, fyzioterapeut, apod.).

### 2.2.3 Bezpečnostní požadavky

Zjišťují se dle předepsaných zkušebních metod. Tréninková zařízení musí vyhovět stanoveným testům.

#### Hrany a rohy

Předepisuje minimální zaoblení všech hran a rohů, které jsou volně přístupné uživateli. Mají mít zaoblení s poloměrem  $r \geq 2,5 \text{ mm}$ . Plochy a hrany nesmějí obsahovat otřepy. Při zkoušce se provádí měření poloměrů, vizuální a hmatové posouzení.

#### Body stlačení a stříhu

Body stlačení a stříhu mezi dvěma pohybujícími se částmi, mezi pohybujícími se částmi a pevnými částmi nebo mezi pohybujícími se částmi a podlahou, musí být chráněny nebo mít minimální světlost nejméně  $60 \text{ mm}$ , s touto výjimkou, že pokud jsou nebezpečí vystaveny pouze prsty, musí být rozměr nejméně  $25 \text{ mm}$ .

#### Elektrická bezpečnost

Všechna zařízení vybavená elektronikou musí splňovat normu EN 60335-1. V případě zdravotnického prostředku i normu EN 60601-1.

## 2.2.4 Klasifikace

Všechna zařízení musí být kvalifikována podle tříd použití a přesnosti (zápis klasifikace se používá např. HB). Pokud bude zařízení využíváno pro více než jednu třídu použití, tak musí splňovat požadavky z každé třídy.

### Třídy použití

Každá třída udává umístění, možnost přístupu, kontrolu a právní zodpovědnost plynoucí z provozu zařízení.

- Třída H (Home): použití v domácnostech. Zde přístup k tréninkovým stacionárním zařízením stanovuje vlastník, který má a přijímá právní zodpovědnost.
- Třída S (Studio): profesionální a/nebo komerční použití. Provozování v tréninkových prostorách organizací jako jsou sportovní asociace, vzdělávací zařízení, hotely, kluby a studia, kde je přístup a kontrola ustanovena výhradně vlastníkem (osobami s právní odpovědností).
- Třída I: profesionální a/nebo komerční použití, včetně použití osobami se zvláštními potřebami (např. zrakově, sluchově, tělesně postižené osoby nebo osoby se specifickými poruchami učení). Přístup a využití je shodné s třídou S, rozšířené o umístění v rehabilitačních centrech.

### Třídy přesnosti

Tyto třídy jsou přiřazeny pouze u zařízení s monitorováním tréninkových údajů. Dělí se na jednotlivé třídy v závislosti na přesnosti značených písmeny A až C:

- Třída A: vysoká přesnost
- Třída B: střední přesnost
- Třída C: nízká přesnost

## 2.3 Norma ČSN EN 957-5:2009

Tréninkové cyklotrenažery a rotopedy pro procvičování i horní části těla, další specifické bezpečnostní požadavky a metody zkoušení. Tato část normy rozšiřuje termíny a definice z první části normy o následující:

**Volnoběžka**

Ozubený mechanismus, který je navržen tak, aby uvolnil spojení setrvačnicku s pedály v jednom směru.

**Sedlovka** vytváří spojení mezi rámem a sedadlem. Umožňuje nastavení výšky sedadla.

Sedlová trubka je ta část rámu, která je vložena do sedlovky a je spojena se sedadlem.

**Řídítka**

Spojení mezi rámem a řídítek poskytované nastavit výšku řídítek.

**Režim konstantního výkon**

Program, který umožňuje uživateli držet předem stanovenou hladinu výkonu zařízení nezávislé na otáčkách a může být nastavitelná na různých úrovních podle vzorce:

$$P = \frac{2\pi \cdot M \cdot n}{60} [W] \quad (2)$$

kde P je výkon, M krouticí moment a n otáčky za minutu.

## **Nastavitelný krouticí moment**

Umožňuje uživateli udržet předem stanovenou úroveň odporu zařízení. Výkon je závislý pouze na kadenci šlapání a zvolené úrovni odporu,

$$M = F \cdot L \text{ [N} \cdot \text{m]} \text{ (2)}$$

kde F se rovná síle a L délce klik.

Zařízení s nastavitelnou zátěží umožňují, u kterého odpor může být změněn prostřednictvím brzdného momentu a/nebo elektromotorem.

**Nenastavitelná zařízení** jsou taková, která umožňují změněnu odporu pouze kadencí šlapání.

Ochranný kryt, který chrání uživatele před neúmyslným kontaktem s nebezpečnými částmi cvičebního zařízení. Za nebezpečné části jsou považovány pohyblivé části, převody, horké povrchy, atd.

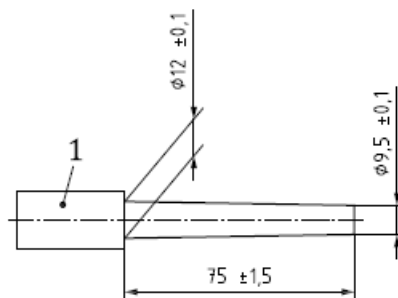
Nastavitelná řídítka, která mohou být nastavena pro různé možnosti cvičení.

## **Bezpečnostní požadavky**

Norma ČSN EN 957-5 stanovuje podmínky pro vnější konstrukci přístroje a definuje tyto parametry pro:

### **Převodové prvky a rotující části**

Při zkoušce se nesmí prst zkušební prst do nebezpečných míst. V případě, že klika přesahuje-li ochranný kryt v libovolném bodu otáčení, pak vzdálenost mezi klikou a ochranným krytem, nesmí být menší než 10 mm. Převodové prvky, ventilátory a setrvačníky, musí být chráněny. Takže při zkoušce se zkušební prst (Ilustrace 1) nesmí zachytit nebo se dotknout pohyblivých částí, které nemají hladký povrch.

**Legenda**

1 rukojeť

hodnota  $R_a \leq 0,40 \mu m$ tvrdost povrchu  $\geq$  HRC 40 (měřeno podle ISO 6508-1)

obr. 1 - Zkušební prst, Zdroj: (3)

**Skutečné zatížení**

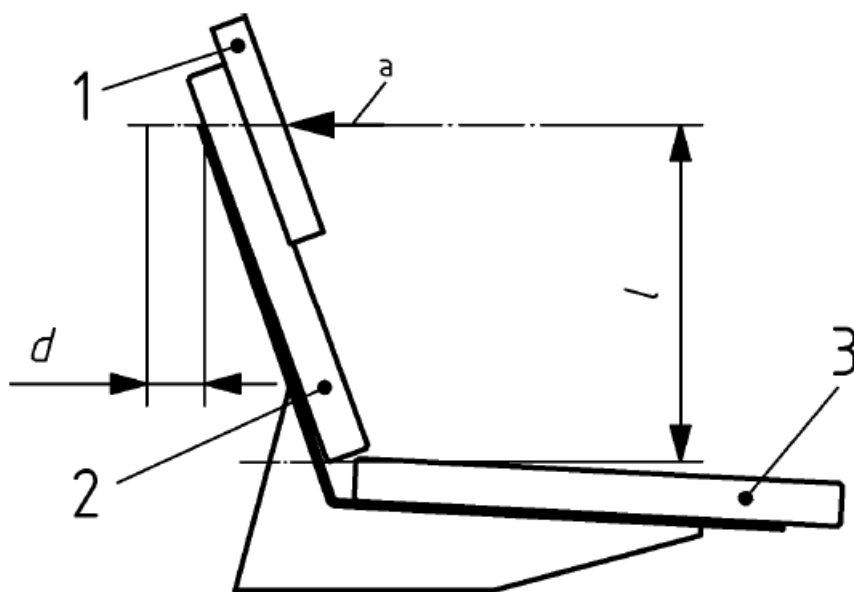
V případě, třídy S, H a I zařízení musí být testovány na trvalou deformaci s dvojnásobkem maximální nosnosti  $\pm 5\%$  nebo hmotností uvedenou výrobcem pokud je vyšší než 2000 N, nikdy nesmí být síla menší, než 2000 N. Trvalá deformace nesmí být větší než 3%.

Pro zařízení třídy H stanovuje norma zkoušku zatížením o velikosti 2,5 násobku maximální nosnosti  $\pm 5\%$  stanovené výrobcem, nebo alespoň 2500N podle toho, která je větší. Při tomto testu nesmí dojít k zničení stroje. Pro třídy S a I se nesmí porušit při zkoušce se zátěží rovnou 4 násobku maximální tělesné hmotnosti stanovené výrobcem, nebo alespoň 4000 N podle toho, která je větší.

**Sedačka rotopedu**

Norma ČSN EN 957-5 stanovuje test zatížení, který má ověřit strukturální pevnost sedadla. Ve vodorovném směru se zatíží deskou o velikosti  $(300 \pm 5)$  mm krát  $(300 \pm 5)$  mm ve výšce  $(500 \pm 5)$  mm (obr. 2) Opěradlo sedadla musí vydržet na statické síly: stejné zatížení jako velikosti nosnosti  $\pm 5\%$  stanovená výrobcem, nebo alespoň 1 000 N podle toho, co je větší, pro třídu H nebo 1,5 násobek nosnosti zařízení  $\pm 5\%$  stanovené výrobcem, nebo alespoň 1500 N podle toho, co je větší pro třídy S a I. Po uvolnění síly, nesmí dojít k poškození nebo trvalé deformaci d (obr. 2) o více než o 10%.





obr. 2- Testování opěradla, Zdroj: (3)

### Hloubka vložení sedlovky

Sedlovka musí mít trvalé udávající minimální hloubku zasunutí nejméně jeden a půl násobku od příčného referenčního rozměru (např. průměru nebo nejdelší úhlopříčka při použití obdélníkové trubky) do sedlové trubky. Označení se nevyžaduje, pokud je minimální hloubka zasunutí dána konstrukcí.

### Nastavení výšky sedadla

V případě když mechanismus pro nastavení selže, musí sedadlo zůstat v bezpečné a použitelné pozici. Neplatí pro HB a HC.

### Náklon sedadla

Sedadlo musí být upevněno v pořadí: sedlovka, sedlové trubka. Tak aby se sedadlo při zatížení nenaklonilo o více než  $2^\circ$  od své původní polohy. Měří se mezi sedadlem a sedlovou trubkou.

## 2.4 Rozsah výškového nastavení sedla

Při zjišťování vhodných parametrů jsem porovnal některé rotopedy a ergometry volně dostupné na trhu. Hlavním parametrem byl rozsah nastavení výšky (vzdálenosti mezi sedlem a pedálem v dolní úvrati), délku klik, dále také možnost posunutí sedla

v předozadním směru pokut bylo na stroji přítomno. Prvním zkoumaným modelem byl Housefit tiro 15 patřící mezi levnější rotopedy. Rozsah nastavení výšky je 60 až 80 cm, délka klik 12,5 cm a 6 cm posuv. Kettler cycle P se cenou řadí do rozmezí rotopedů střední třídy. Tento rotoped umožňuje výškové nastavení od 77 do 110 cm, s délkou klik 17,5 cm a 7 cm posuv. Ergometr Kettler e7 který je určen jak pro domácí trénink, tak pro profesionální sportovce či rehabilitační centra, představuje zástupce vyšší třídy a parametry má shodné s předchozím jen možnost posuvu je o 5 mm kratší (6,5 cm). Posledním porovnávaným modelem byl Tunturi pure bike U 3.0 tento stroj neumožňuje nastavení v předozadním směru. Maximální výška je 105 cm a minimální 75 cm, délka klik je 15 cm. Tyto naměřené hodnoty byly porovnány s výsledky studií zabývající se délkou dolních končetin.

## 2.5 Biofyzika svalů

Sval je z pohledu biofyziky motorický orgán, který mění energii chemických vazeb na teplo a mechanickou práci, která je důsledkem kontrakce svalových vláken o délce několika centimetrů. Svalové vlákno o přibližném průměru asi 50  $\mu\text{m}$  je tvořeno dvěma druhy filament, a to svazky převážně tvořených myozinem (průměr 10 -15  $\mu\text{m}$ ) a druhou bílkovinou je aktin (průměr 5-6  $\mu\text{m}$ ), který štěpí ATP (hydrolýza). Kontrakci vyvolá zasunutí vláken aktinu mezi vlákna myozinu. Po nadprahovém podráždění svalové napětí rychle roste do maxima během 50 ms, a pak v průběhu dalších 100 - 150 ms klesá. Síla je předávána na úpony svalu. Největší sílu sval vyvine při izometrické kontrakci, kolem 40 N.cm<sup>-2</sup> svého průřezu. Síla, vyvíjená při kontrakci, působí v těle prostřednictvím pák. Účinnost svalové kontrakce dosahuje maximálně 40% zbylá energie je uvolněna ve formě tepla. (4)

## 2.6 Způsoby pohybových zátěží a jejich fyziologická účinnost

Fyziologická účinnost je rozhodující při doporučení a hodnocení vlivu pohybové aktivity. U každé činnosti je nutné znát nejen její energetickou náročnost, ale i účinek na jednotlivé orgánové systémy a jejich funkce. Jedině tak může být zajištěn její kladný, resp. neškodlivý vliv. Proto by měl lékař při doporučení (popřípadě zákazech) přihlížet ke způsobům zátěží, které vycházejí ze základních pohybových schopností, k nimž patří vytrvalost, rychlost, síla, obratnost (kondice) a flexibilita. Při posuzování fyziologické

účinnosti zátěží je nutné si uvědomit, že neexistuje žádná tělesná aktivita, při níž by se uplatňovala pouze jedna z pohybových schopností. Na všech pohybových činnostech se totiž podílí vždy vliv několika schopností v různé míře a v rozličných kombinacích.

Vytrvalostní zátěž patří k nejvíce doporučovaným aktivitám u nemocných a oslabených osob. Nevyžaduje vysokou intenzitu, přiměřeně zatěžuje transportní systém i oxidační energetický metabolismus a příznivě jej ovlivňuje. Nejčastěji doporučovanou vytrvalostní pohybovou aktivitou je chůze. Patří k základním pohybům, nevyžaduje zvláštní technické vybavení a proti běhu má výhodu, že většinou nepůsobí škody na pohybovém aparátu.

Dynamická zátěž střídá intenzity (u nemocných nejvýše do „bezpečného limitu“) a uplatňuje i další pohybové schopnosti (obratnost, rychlost, někdy i sílu), provázené mnohdy i příznivými vlivy na psychický stav. Bývá pravidelnou součástí nejen běžné denní aktivity, ale i součástí léčebných a rehabilitačních programů.

Statická zátěž vyjádřena většinou jako maximální volní kontrakce je podmíněná izometrickou svalovou kontrakcí spojenou s růstem svalového napětí při stejné délce svalového vlákna a nulové mechanické práci. V této čisté podobě se prakticky nevyskytuje, většinou udržuje určitou polohu nebo postoj.

Silová zátěž v čisté formě samostatně neexistuje, přestože se pojmem „silový trénink“ velmi často používá. Uplatňuje se do jisté míry při všech pohybových činnostech, tedy i při vytrvalostním, rychlostním a koordinačním zátěžím. Různé druhy a intenzita tréninku (posilování) mohou mít vliv nejen na pohybový systém a rozvoj silové schopnosti, ale i na kardiorespirační systém, energetický metabolismus a další funkce. Proto je silový výkon charakterizován jako překonání určitého odporu. Hlavní podstatou silové zátěže jsou svalové kontrakce izometrické, nezbytně doplněné stahy izotonickými (koncentrickými a excentrickými). Výsledkem jejich souhry je izotonická síla, která přispívá k zapojení větších skupin svalů (vč. synergistů) a zajišťuje rychlost stahu a pohyb v příslušném rozsahu.

Posilování dynamické probíhá buď v rámci dynamických zátěží, obsahujících silové prvky, neb při cíleném tréninku s použitím posilovacích zařízení. Tento druh posilování

může být vhodný nejen pro kardiaky, ale i pro jiné nemocné jako součást správně indikované, prováděné a kontrolované rehabilitace.

Posilování statické s převahou izometrických kontrakcí a s velkým odporem, prováděné při zadrženém dechu, by se z pohybové aktivity většiny nemocných a starých osob mělo vyloučit. (5)

## 2.7 Variabilita délky dolních končetin

Pro potřeby stanovení rozsahu nastavení rotopedu pro neoptimálnější pozici pro průběh rehabilitačního cvičení je nutné znát průměrnou délku dolních končetin v populaci a její rozložení.

Z výzkumu provedeného na univerzitě v německém Ulmu, kde provedli na základě snímku z výpočetní tomografie analýzu délky dolní končetiny na vzorku 355 pacientů, pořízeních mezi lety 1991 až 1995. Průměrný věk pacientů byl 32,3 roku u mužů (ve věku od 18 do 78 let), v případě žen byl průměrný věk 35,8 roku (od 16 do 73). S tohoto vzorku byly odstraněny pacienti se zjevnými známkami traumatického poškození kostí, záněty, nádory, nebo vrozenými vadami. Z tohoto relevantního vzorku dat vyšla délka femuru (246 levých kostí kyčelních a 265 pravých) byla naměřena délka ( $463 \pm 64$ ) mm, při rozdílu délky mezi levou a pravou stranou při 95% percentilu 9 mm. Délka tibie ( $378 \pm 56$ ) mm, bez signifikantního rozdílu mezi levou a pravou kostí. Z těchto měření vyplývá, že funkční délka celé dolní končetiny podle výzkumu je ( $831,9 \pm 113,7$ ) mm. Rozdíl délek jednotlivých dolních končetin u šedesáti pacientů, byl 6mm při 95% percentilu (6).

Z tohoto vyplývá, že možnosti nastavení rotopedů a ergometru odpovídá průměrné délce končetin.

## 2.8 Rehabilitační rotoped

Rotoped vyvinutý na půdě Technické univerzity v Liberci má unikátní vlastnost v nezávislém pohonu pedálů. Toto zařízení umožňuje provádět nezávislé změny parametrů pro jednotlivé končetiny. Rotoped se skládá z nízkého rámu na, které je pevně připojena zvedací noha sloužící k výškovému nastavení. Samotná část rotopedu s pedály

a celým ustrojím je umístěna posuvně s možností aretace ve vzdálenosti vhodné pro pacienta.



## 3 Měření biomechanických parametrů

### 3.1 Použitá měřicí technika

Veškeré přístrojové vybavení použité k měření bylo volně komerčně dostupné. Zde uvádím její výčet.

Ergometr Kettler E3

Ergometr patří do kategorie podle způsobu použití dle ČSN EN ISO 20957- 1 / ČSN EN 957-5, třída HA tedy pro domácí použití. Výrobce garantuje přesnost 3% velikosti brzdícího odporu. Umožňuje nastavení velikosti odporu v závislosti na kadenci v rozsahu 25 až 400 W po 5 W krocích. (4)

Garmin Vector2 Double Standard (12 – 15mm)

Slouží pro zaznamenání fyzikálních veličin šlapání nezávisle pro obě končetiny. A to jednak výkon na pedálech, otáčky, vychýlení končetiny od ideální roviny otáčení. Dále pak zjištění silových poměrů mezi jednotlivými pedály, začátek a konec silové fáze šlapání zaznamenaných ve stupních. Odtud lze vyhodnocení také celkovou úhel záběru levé i pravé končetiny tak i jejich součet. Data jsou odesílána pomocí komunikačního protokolu ANT+ do přístroje Garmin Edge 520. Pro fixaci je použit systém Look Kéo do kterého jsou vloženy cyklistické tretry. Pro správnou funkci přístroje bylo nutné nastavit vstupní parametry Ergometru, konkrétně délku klik.

Garmin Edge 520

*„Garmin Edge 520 byl vyvíjen jako závodní cyklopočítač. Při vývoji byl kladen důraz na minimální hmotnost a současně maximální plochu displeje. Poprvé byly mezi cyklopočítači řady Edge integrovány funkce měření cyklistického VO2Max.“ (5)*

Garmin Express

Umožňuje propojení přístroje Edge 520 s cloudovou službou Garmin Connect pro následné zpracování dat měření.

Garmin Connect

Webové rozhraní sloužící k zobrazení a vizualizaci naměřených hodnot produktů společnosti Garmin. V tomto případě bylo využito funkce aktivity, odkud byly čerpány

výsledky měření. Tato služba dovoluje export pouze celkových dat a neumožňuje export dílčích naměřených hodnot, které by byli pro následné zpracování vhodnější. Zde bylo proto nutné provést časově náročné ruční přepsání do tabulkového editoru.

### 3.2 Testovací skupina

Testovací skupina se skládala z celkem 7 osob, avšak vlivem chyb měřicího zařízení jsem byl donucen vyřadit dvě osoby (z toho jeden levák). Tedy vyhodnoceno bylo pět osob z toho tři muži a dvě ženy. Podle před-testovacího vyšetření jsou ve skupině dva leváci.

Z důvodu použitého měřiče Garmin Vector2 bylo nutné použít speciálních silničních treter. V rámci testu jsem byl vybaven dvěma páry o velikosti 40 a 45 EU. Toto omezení eliminovalo počet potenciálních subjektů pro testování.

Vyhodnocení bylo tímto zredukováno na kvalitativní zhodnocení z důvodu malého počtu vzorků. (6)

### 3.3 Před-testovací vyšetření

U každého z testovacích subjektů byly provedeny jednoduché testy sloužící k určení dominance dolní končetiny a zjištění statického rozložení zátěže na chodidlech. Jejich vstupní parametry a to výšku a hmotnost, kdy tyto údaje byli zaneseny do přístroje Garmin Edge 520.

#### **Test dominance dolní končetiny**

Dominance byla zjištěna zatlačením do zad v oblasti kříže dostatečnou silou, aby testovaný subjekt vykročil. Na základě jakou dolní končetinou bylo vykročeno lze tuto končetinu považovat za dominantní.

#### **Metoda vyšetření pomocí dvou vah**

Tato metoda zjišťuje rozdíl v zatížení mezi dolními končetinami. Pacient se postaví na dvě osobní váhy. Kdy se podle rozdílného rozložení hmotnosti na jednotlivých vahách určí. Ta končetina, na kterou je přenášeno více tlaku, tu lze určit jako dominantní (s určitou nepřesností proto se používá více testů, aby se toto tvrzení dalo podložit) (10).

## **Zjištění rozložení tlaku na dolních končetinách**

Další metodou pro zjištění individuální anatomie jednotlivých subjektů bylo využito Plantoskopu v Centru sportovní medicíny. Zde byly zaznamenány jednotlivé plantoskopické obrazy obou chodidel současně. Které byly následně zpracovány v programu GIMP 2. Na základě histogramů byla použita funkce threshold pro vytvoření jasové mapy o třech úrovních. Jednotlivé barvy symbolizují jednotlivé jasové hladiny a to červená pro nejjasnější oblasti, žlutá pro místa kde se vytvořila silueta chodidel. Oranžová barva reprezentuje střední hodnotu zatížení v místě skokové změny na histogramu mezi prvními dvěma barvami. Vím, že toto zpracování není ideální, avšak nejvhodnější z důvodu rozdílných světelných podmínek při pořizování jednotlivých fotografií.

Vyšetření pomocí dvou vah jsem po konzultaci s MUDr. Mottlovou a Mgr. Denisem Danilovem nepoužil a rozhodl jsem se pouze pro plantogram.

## **3.4 Metodika měření**

Testování bylo rozděleno do dvou cvičení o délce 5 minut. První úsek s brzdým odporem 100 W a druhý se 150 W zatížením. Z těchto měření byl vybrán úsek ideálně z poslední třetiny jednotlivých úseků o délce jedné minuty a 39 sekund sloužící pro další zpracování. V nastavení parametrů jsem vycházel z práce Power output and mechanical efficiency of human muscle in maximal cycle ergometer efforts at different pedalling rates (5). Před samotným měřením byli zkoumané subjekty informováni pouze o délce měření a rozsahu otáček, ve kterém mají šlapat (mezi 80 a 100 ot·min<sup>-1</sup>). Tento údaj byl zobrazován na obrazovce rotopedu. Display cyklopočítače byl umístěn mimo zorné pole, tak aby tyto data neovlivňovala měření.

### **Měření výkonu**

Zde se bude vyhodnocen průměrný výkon s průměrnými otáčkami v rámci jednotlivých měření zaznamenávaným pedály Garmin Vector2.

## **Vychýlení**

Vychýlením je myšlena odchylka od ideální roviny šlapání, která je kolmá na osu otáčení klik a její nulová hodnota prochází středem pedálu. Je zaznamenána v milimetrech, kdy kladné hodnoty reprezentují laterální odchýlení. Naopak záporné vychýlení mediální.

## **Silové fáze**

Jedná se o úhel, kdy dolní končetina tlačí na pedál. Budou zaznamenány průměrné hodnoty za každý měřený úsek a to pro levou, pravou končetinu. Následně budou zpracovány do grafu společného pro obě končetiny.

## **Vliv únavy na jednotlivé parametry**

Z měření jsem vybral celkem tři úseky v délce deseti sekund umístěných na začátek, střed a konec zpracovaného úseku. Z těchto údajů vytvořím grafy, které by měli ukazovat vývoj únavy a změnu jednotlivých parametrů.

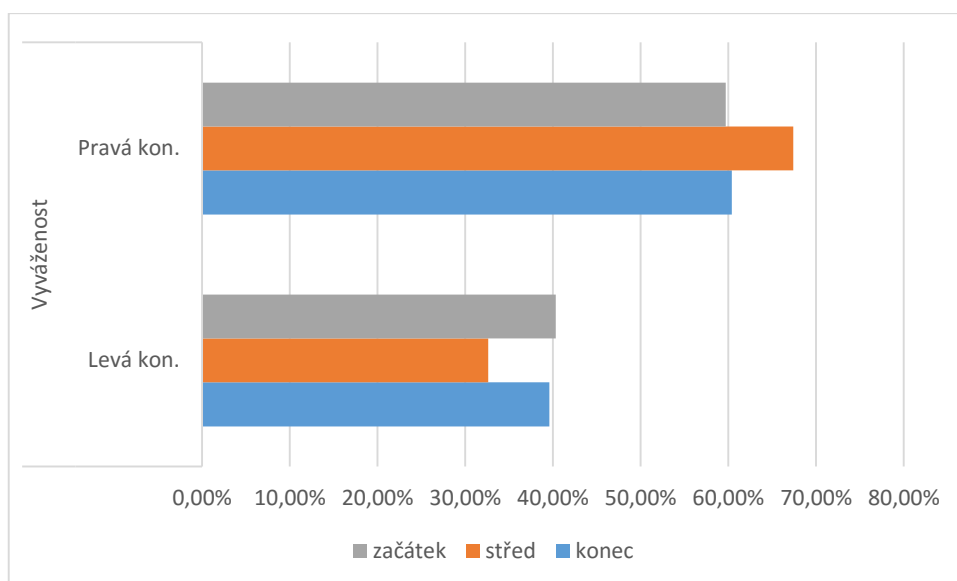
### 3.5 Subjekt 1

Jedná se o muže, který podle testu dominance má dominantní levou končetinu. Tuto dominanci lze vidět i na plantogramu (obr. 3), kde patrná větší plocha v maximálním jasu (znázorněna červeně) na levé noze.

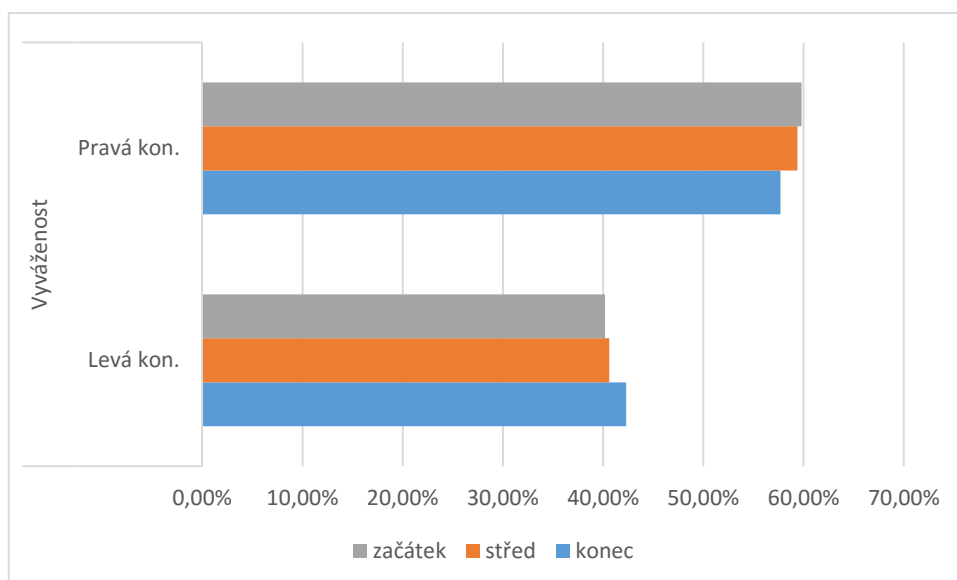


obr. 3 - Plantoskopické vyšetření subjektu 1 Zdroj: Autor

V rozporu s předpoklady vychází naměřené hodnoty odpovídající dominanci pravé dolní končetiny. To může být způsobeno rozdílem v délce končetin nebo dalšími nezahrnutými faktory měření. V rámci měření s nastaveným odporem rotopedu na 100 W, byl zjištěn průměrný výkon 80,7 W při 77 ot·min<sup>-1</sup> s toho 64,25% bylo šlapáno pravou dolní končetinou. Při odporu 150 W byli hodnoty: 119,7 W při 84,2 ot·min<sup>-1</sup>, s 59,42% ve prospěch pravé končetiny (Graf 1 a 2).

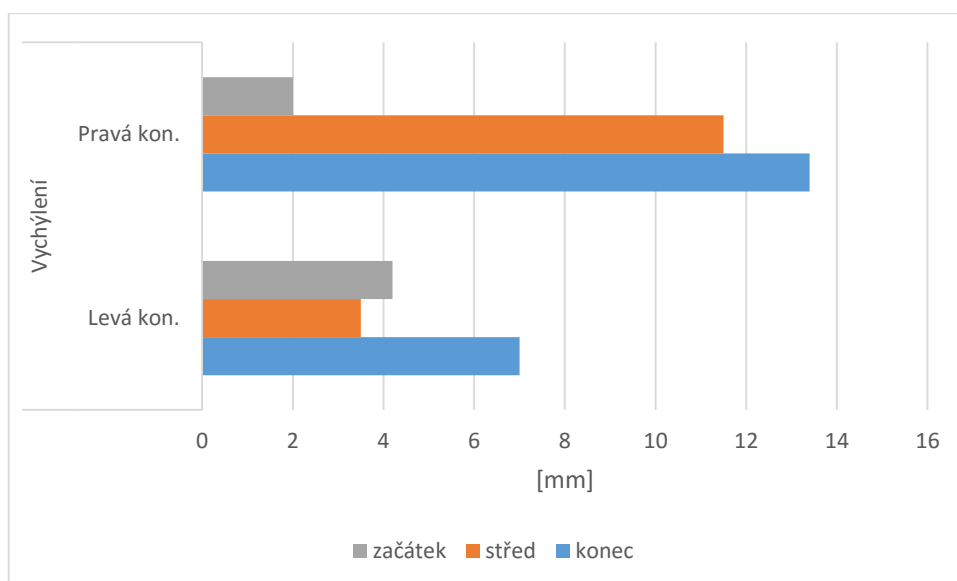


Graf 1 - subjekt 1 vyvážení při 100 W, Zdroj: Autor

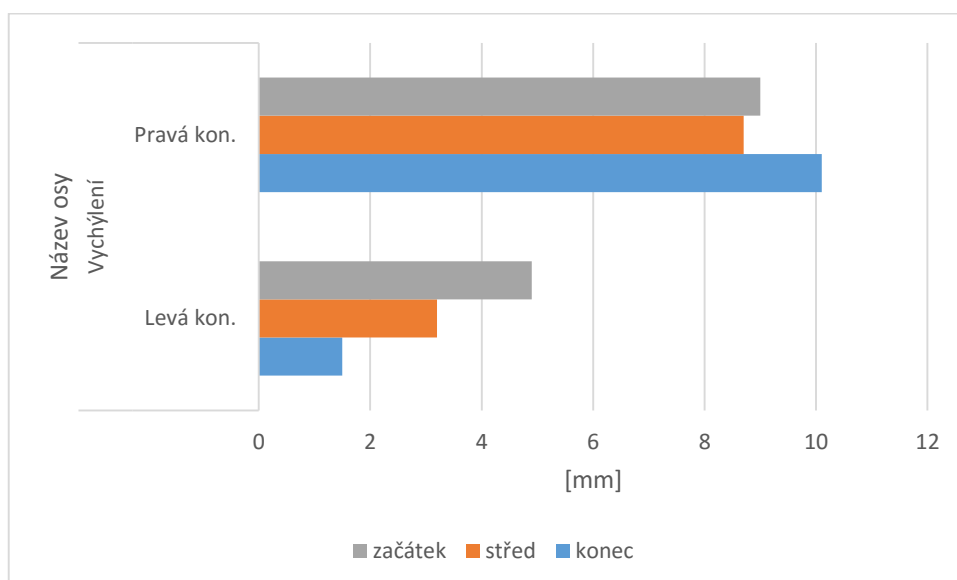


Graf 2 - subjekt 1 vyvážení při 150 W, Zdroj: Autor

V průběhu měření lze vypořizovat změnu ve vychýlení dolních končetin od ideální roviny šlapání (Graf 3 a 4). S rostoucí únavou se mění u levé končetiny do ideálního směru. Zatím co pravá končetina je naopak více vychýlena od průmětu roviny směrem ven. Průměrné vychýlení levé končetiny bylo 4,8 mm (100 W) a 2,7 mm (150 W). Pravá končetina byla průměrně vychýlena o 9,8 mm shodně u obou měření.

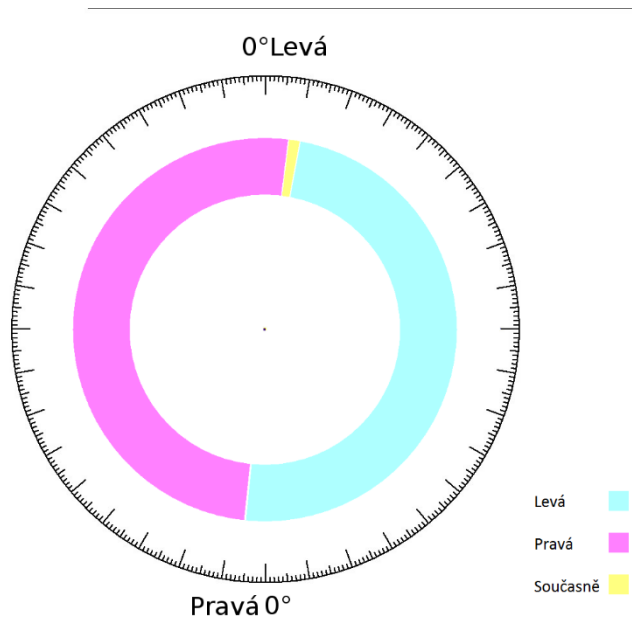


Graf 3 - subjekt 1 vychýlení při 100 W, Zdroj: Autor

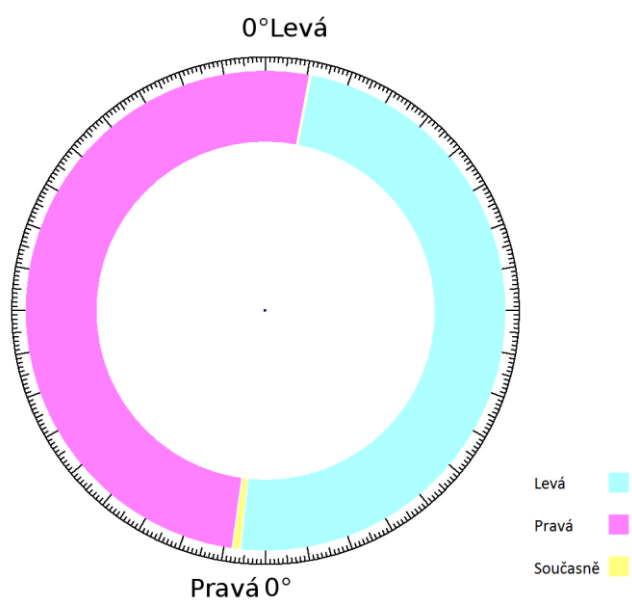


Graf 4 - subjekt 1 vychýlení při 150 W, Zdroj: Autor

Celková délka silové fáze mezi měřeními nevzrostla kvůli krátkému úseku intenzivnějšího šlapání (Graf 5), který ovlivnil statická data. Bez zahrnutí 52 až 65 vteřiny vychází průměrná délka silové fáze levé končetiny při zátěži 100 W na  $174,6^\circ$  se začátkem posunutým o  $8,7^\circ$  od horní úvrati. Pro pravou končetinu vychází úhel silové fáze na  $181,1^\circ$  s posuvem o  $8,3^\circ$ . Celkový úhel pro obě končetiny byl  $355,7^\circ$ .



Graf 5- subjekt 1 silová fáze při 100 W, Zdroj: Autor



Graf 6 - subjekt 1 silová fáze při 150 W, Zdroj: Autor



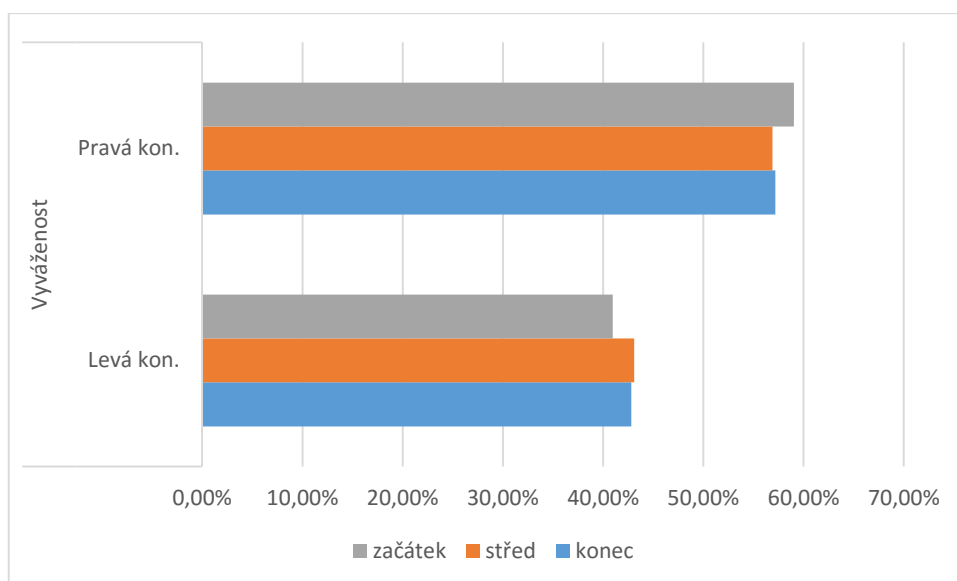
### 3.6 Subjekt 2

Jedná se o muže, který podle testu dominance dolní končetiny a provedeného plantoskopického vyšetření má dominantní pravou nohu. Z obrázku je patrná větší plocha zatížení na pravé noze a viditelnou vysokou klenbou na levém chodidle (viz obr. 4).

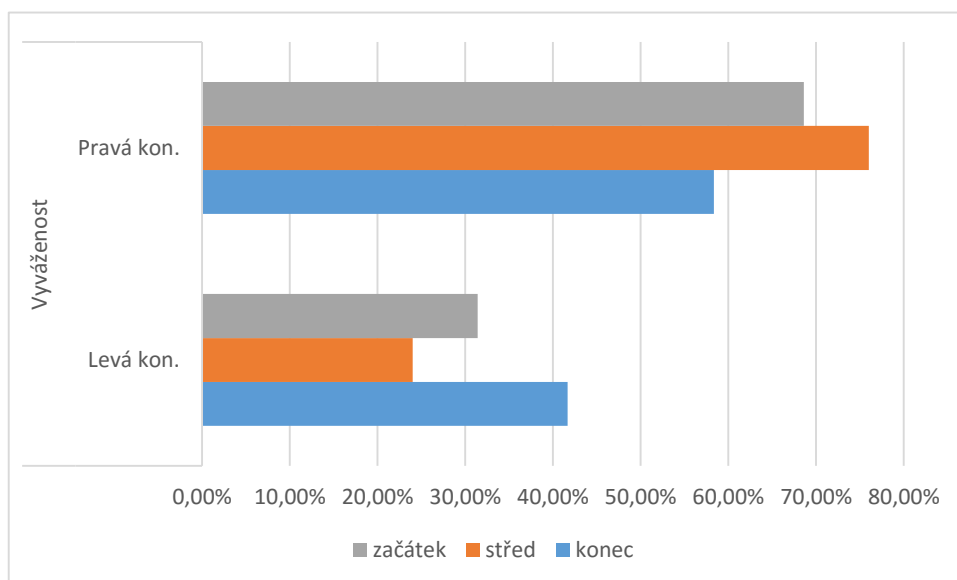


*obr. 4 - Plantoskopické vyšetření subjektu 2, Zdroj: Autor*

Výsledné hodnoty pro odporovou zátěž 100 W jsou: průměrný výkon 66,1 W při 81,3  $\text{ot} \cdot \text{min}^{-1}$ , z toho 58% pravou dolní končetinou. Při druhém měření byl zaznamenán průměrný výkon 82,2 W při 82,2  $\text{ot} \cdot \text{min}^{-1}$ , z toho 63,2% pravou dolní končetinou. Z grafů 7 a 8 vyplývá nárůst výkonu předávaný pravou dolní končetinou u testovaného subjektu v závislosti na zatížení.

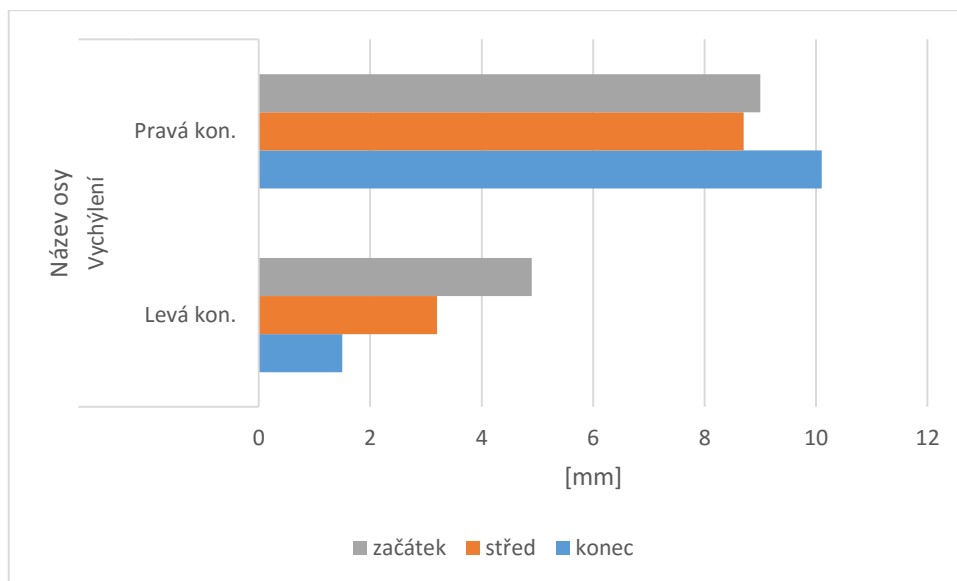


Graf 7 - subjekt 2 vyvážení při 100 W, Zdroj: Autor

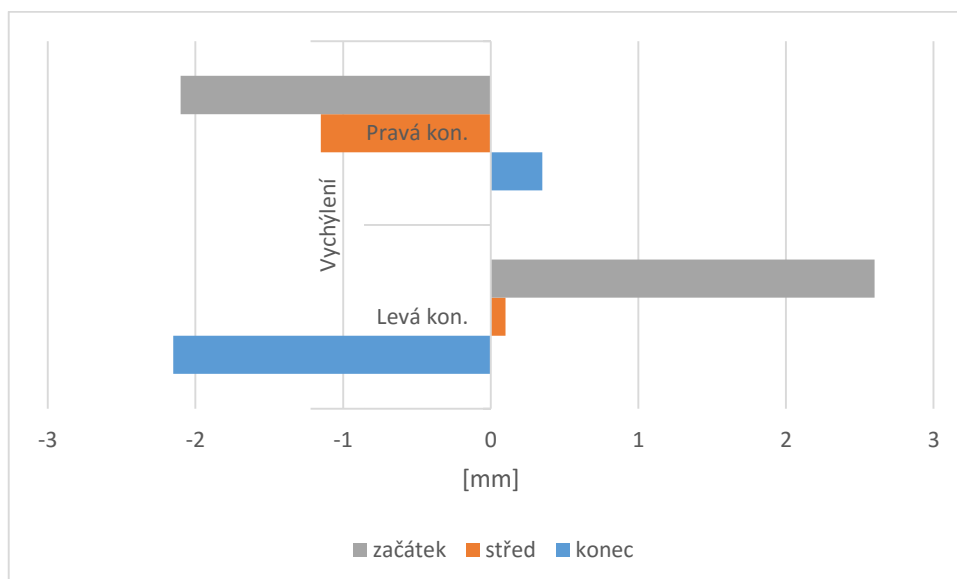


Graf 8 - subjekt 2 vyvážení při 150 W, Zdroj: Autor

Vychýlení dolních končetiny naměřené při zátěži 100 W bylo se zápornou hodnotou na - 2,3 mm a -2,4 mm pro levou respektive pravou. Při zátěži 150 W bylo vychýlení průměrné vychýlení levé -1 mm a 0 mm.

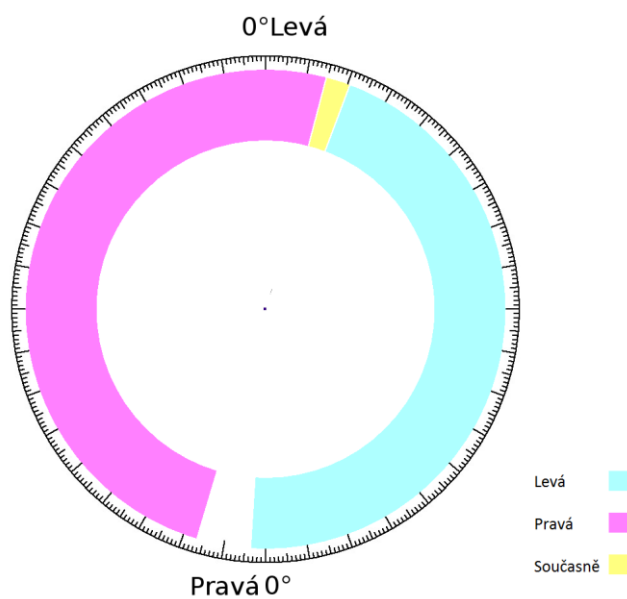


Graf 9 - subjekt 2 vychýlení při 100 W, Zdroj: Autor

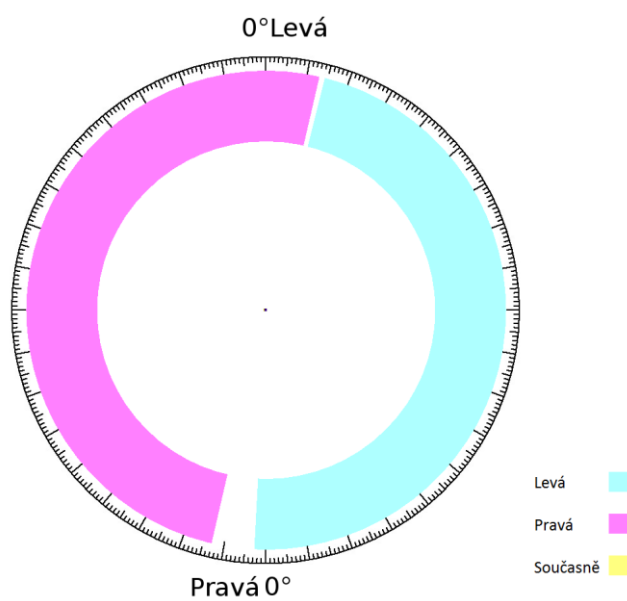


Graf 10 - subjekt 2 vychýlení při 150 W, Zdroj: Autor

Průměrná délka celkové silové fáze byla při prvním měření větší než u druhého o  $6,8^\circ$ . Počátek působení síly na pravý pedál začíná od úhlu  $16,6^\circ$  při 100 W respektive  $17,8^\circ$  u zátěže 150 W. Levý pedál je vystaven zatížení od úhlu  $14,7^\circ$  při 100 W a  $18,1^\circ$  při 150 W. Celková délka silové fáze pro obě končetiny byla  $352,9^\circ$  pro 100 W a  $346,1^\circ$  pro 150 W. V rámci měření při zátěži 100 W došlo překryvu o velikosti  $6^\circ$  mezi koncem šlapání pravé a začátkem levé dolní končetiny. (Graf 11 a 12)



*Graf 11 - subjekt 2 silová fáze při 100 W, Zdroj: Autor*



*Graf 12 - subjekt 2 silová fáze při 150 W, Zdroj: Autor*

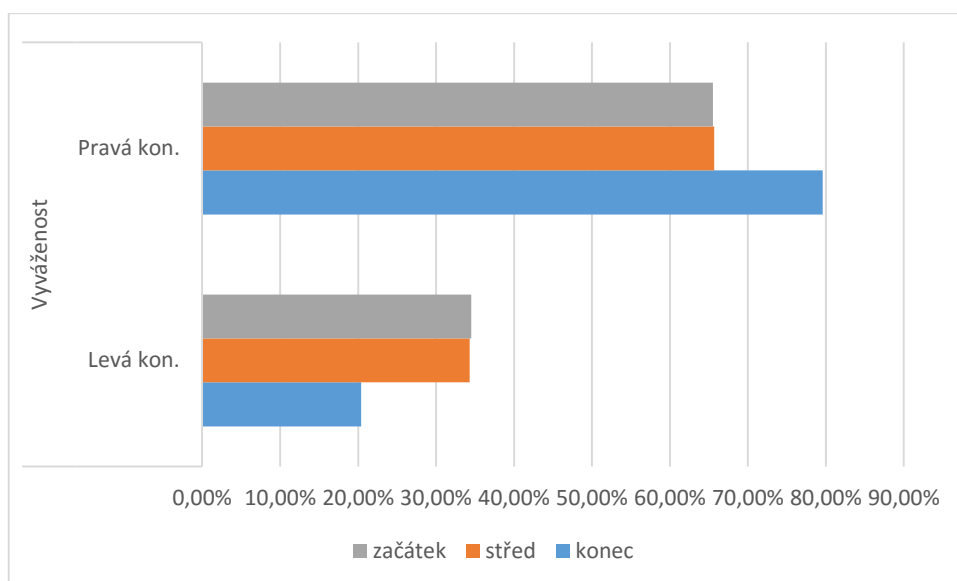
### 3.7 Subjekt 3

Dalším pokusným subjektem je také muž, v testu dominance dolní končetiny a po zanalyzování obrazu z plantogramu lze usuzovat na dominanci pravé končetiny dle většího tlaku na pravé patě a větší plochy maximálního jasu na pravém chodidle (obr. 5).

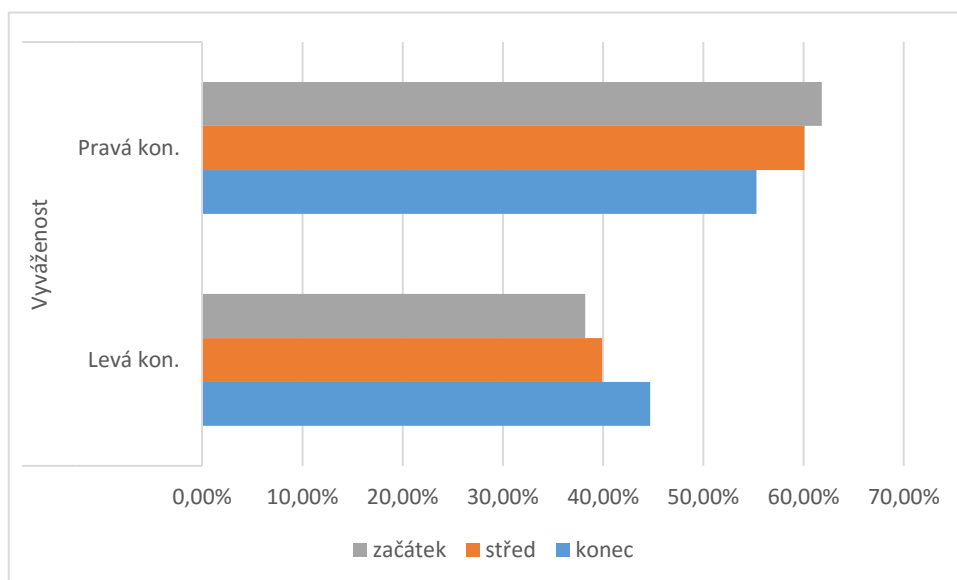


*obr. 5 - Plantoskopické vyšetření subjektu 3, Zdroj: Autor*

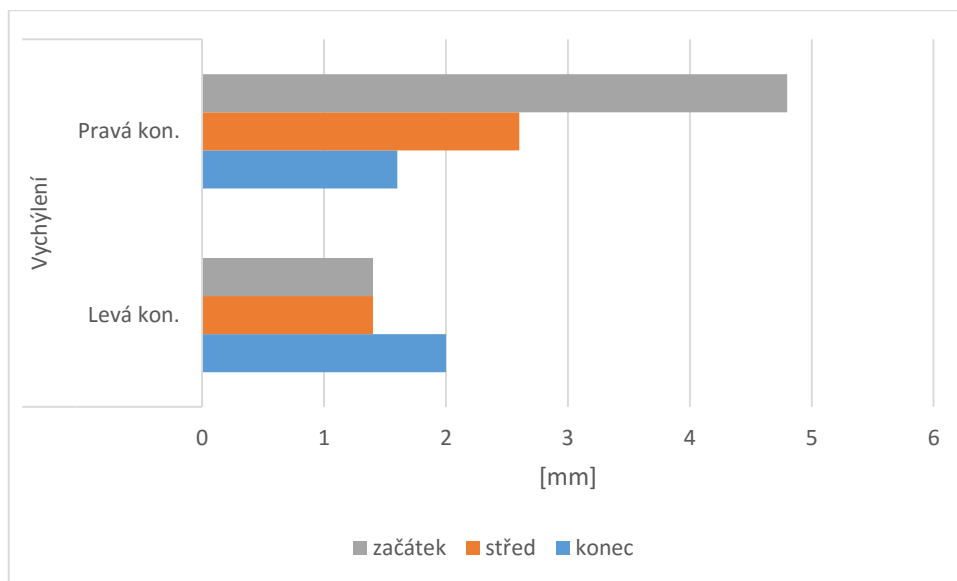
Při zatížení 100W byl zjištěn průměrný výkon 57,8 W při 91,7 ot·min<sup>-1</sup>, z toho 69,8% pravou končetinou. U druhého měření se zatížením 150 W vychází průměrný výkon 106,6 W při 92,4 ot·min<sup>-1</sup>, z toho 59,6%. Naměřené hodnoty vyváženosti šlapání v průběhu času se v nižším zatížení přiklání k pravé dolní končetině, ale při vyšším zatížení je již patrná potřeba zapojit obě končetiny současně a proto dochází přiblížení k stejnoměrnému vyvážení. (Graf 13 a 14).



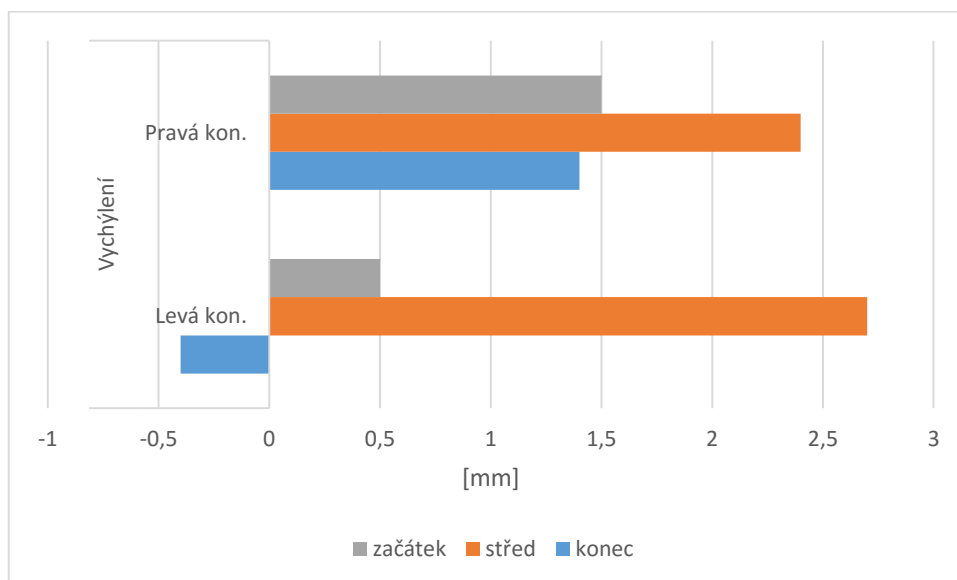
Graf 13 - subjekt 3 vyvážení při 100 W, Zdroj: Autor



Graf 14 - subjekt 3 vyvážení při 150 W, Zdroj: Autor

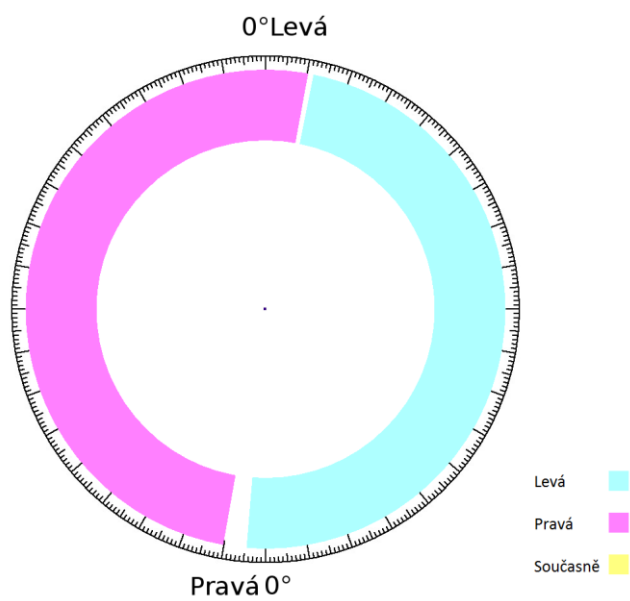


Graf 15 - subjekt 3 vychýlení při 100 W, Zdroj: Autor

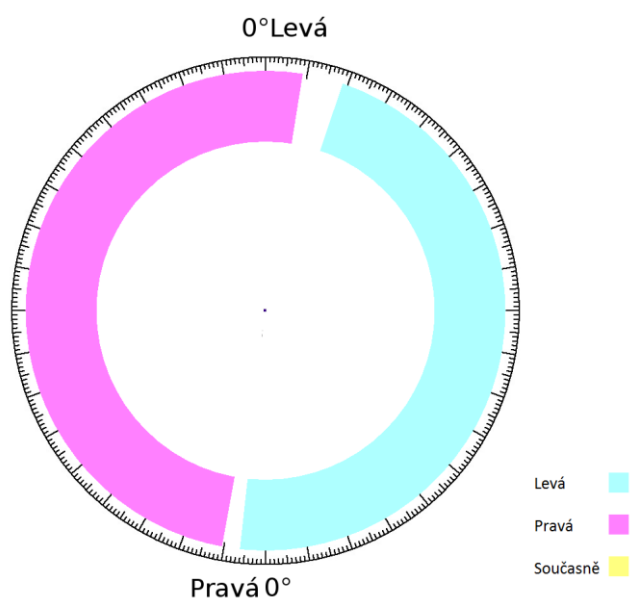


Graf 16 - subjekt 3 vychýlení při 150 W, Zdroj: Autor

U testovaného subjektu nedochází k překryvu silových fází. Při nastaveném odporu 100 W začíná silová fáze na pravém pedálu v úhlu  $10^\circ$  při celkové délce záběru  $178,5^\circ$ , tlak na levý pedál začíná při  $11,4^\circ$  a celková délka záběru byla  $173,2^\circ$ . U zatížení 150 W byl naměřen počáteční úhel šlapání pravé dolní končetiny  $10,3^\circ$  při celkové délce záběru  $178,8^\circ$  a levý pedál se začátkem  $18,6^\circ$  o celkové délce  $167,7^\circ$  (Grafy 14 a 15).



*Graf 17 - subjekt 3 silová fáze při 100 W, Zdroj: Autor*



*Graf 18 - subjekt 3 silová fáze při 150 W, Zdroj: Autor*



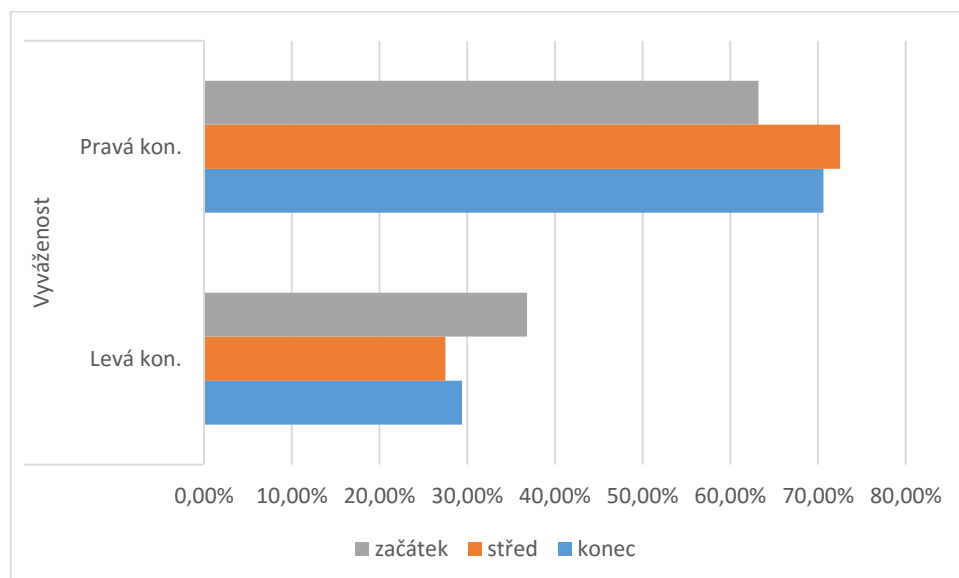
### 3.8 Subjekt 4

Jedná se o ženu s dominancí pravé končetiny, i když z plantogramu je patrná větší oblast maximálního jasu se nalézá na levém chodidle (obr. 6).

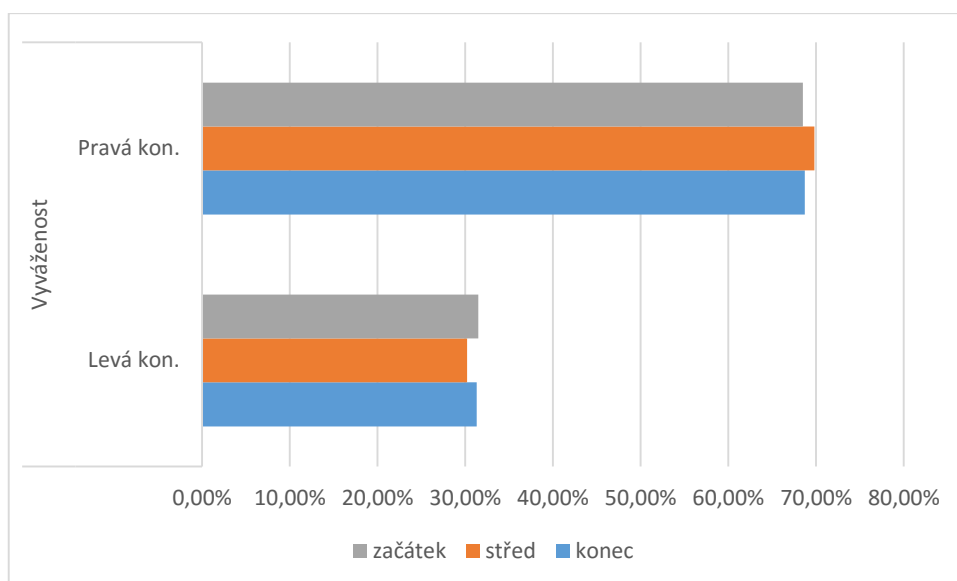


obr. 6 - Plantoskopické vyšetření subjektu 4, Zdroj: Autor

Naměřený výkon při zátěži 100 W byl 64 W při 88,6 ot·min<sup>-1</sup> s vyvážením 69% pro pravou dolní končetinu. Následně při druhém cvičení byl zaznamenán výkon 79,7 W při 83,7 ot·min<sup>-1</sup>, z toho stejně jako v prvním měření 69% ve prospěch pravé dolní končetiny. Dominance pravé dolní končetiny v průběhu měření zvyšuje (Grafy 17 a 18).

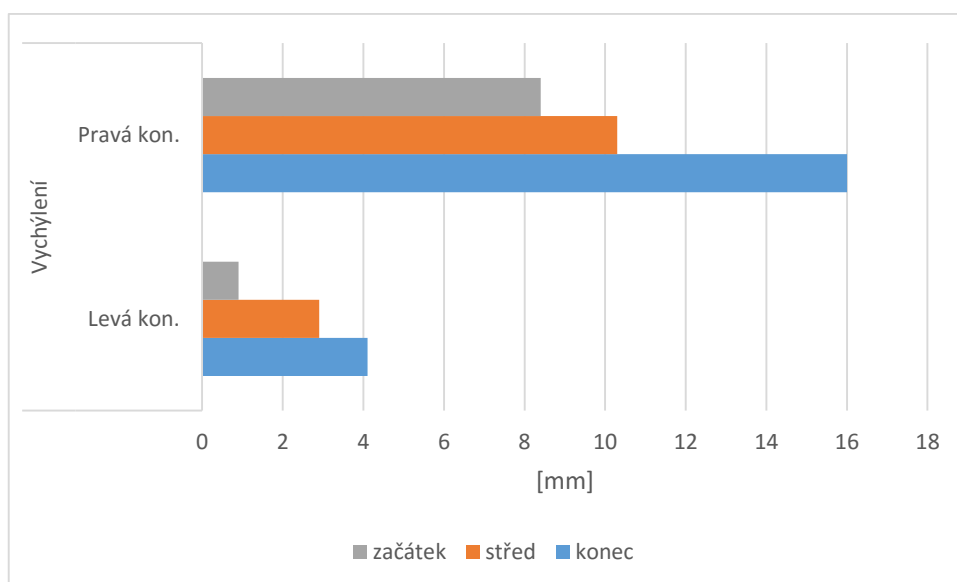


Graf 19 - subjekt 4 vyvážení při 100 W, Zdroj: Autor

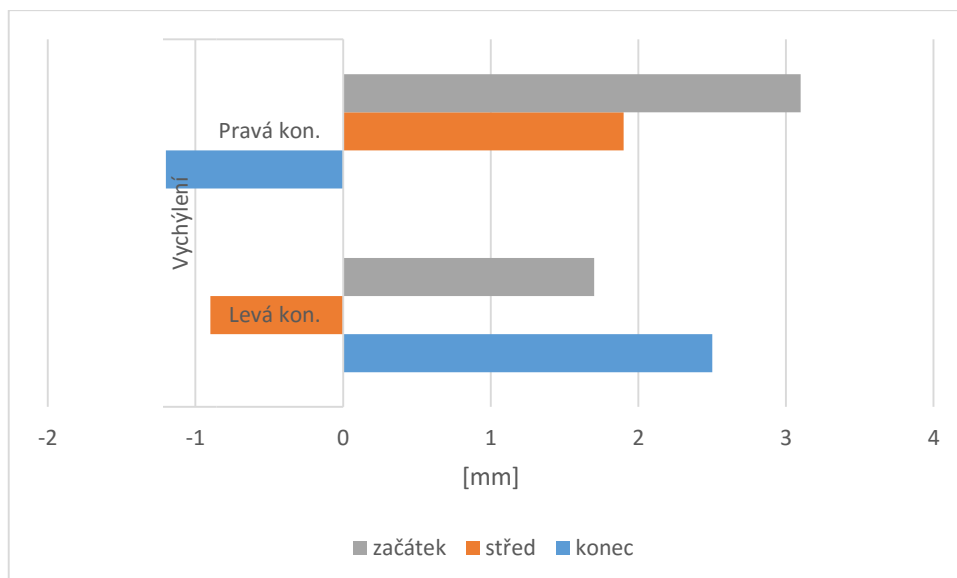


Graf 20 - subjekt 4 vyvážení při 150 W, Zdroj: Autor

Průměrné vychýlení při obou měření se vyznačuje velkou směrodatnou odchylkou. Jelikož průměrné vychýlení při zátěži 100 W byla odchylka od ideální roviny 2,6 mm pro levou dolní končetinu a 10,2 mm pro končetinu pravou (Grafy 19). Při 150 W byla 1,4 mm a 1,5 mm pro levou respektive pravou dolní končetinu. Avšak z pohledu krátkých úseku byla vybrána data, která zobrazují vychýlení negativní (Grafy 19 a 20).

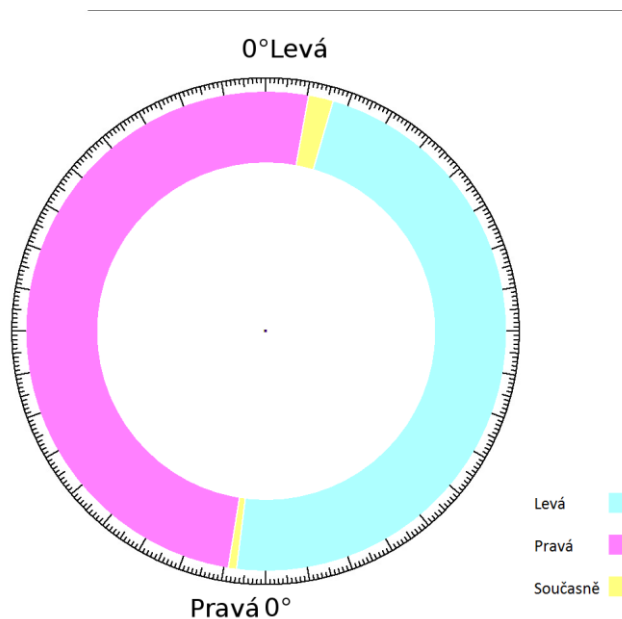


Graf 21 - subjekt 4 vychýlení při 100 W, Zdroj: Autor

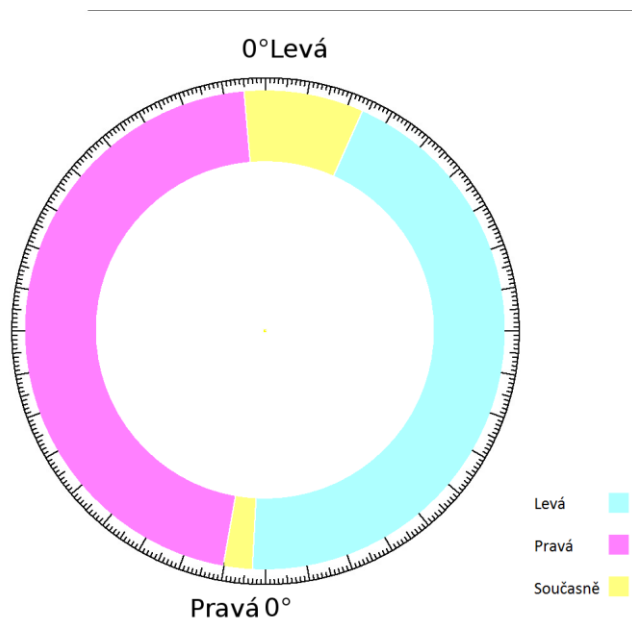


Graf 22 - subjekt 4 vychýlení při 150 W, Zdroj: Autor

Silové fáze v obou případech mají značný překryvy. V měření se zátěží 100 W bylo souběžně zatížení na celkem 8°. Při 150 W byl nárůst souběžného šlapání ještě výraznější, tedy 36° což představuje 10% celkové dráhy pedálů (Grafy 21 a 22).



Graf 23 subjekt 4 silová fáze při 100 W, Zdroj: Autor



Graf 24 - subjekt 4 silová fáze při 150 W, Zdroj: Autor

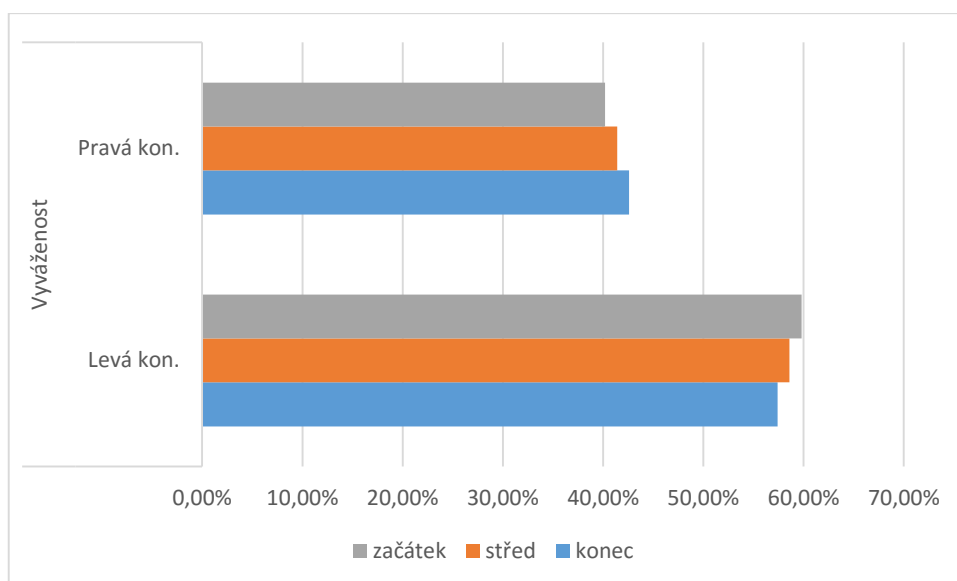
### 3.9 Subjekt 5

Pátým testovaným subjektem byla žena. Z provedeného testu vyplývá dominance levé dolní končetiny (obr. 7) a symetrickou klenbou.

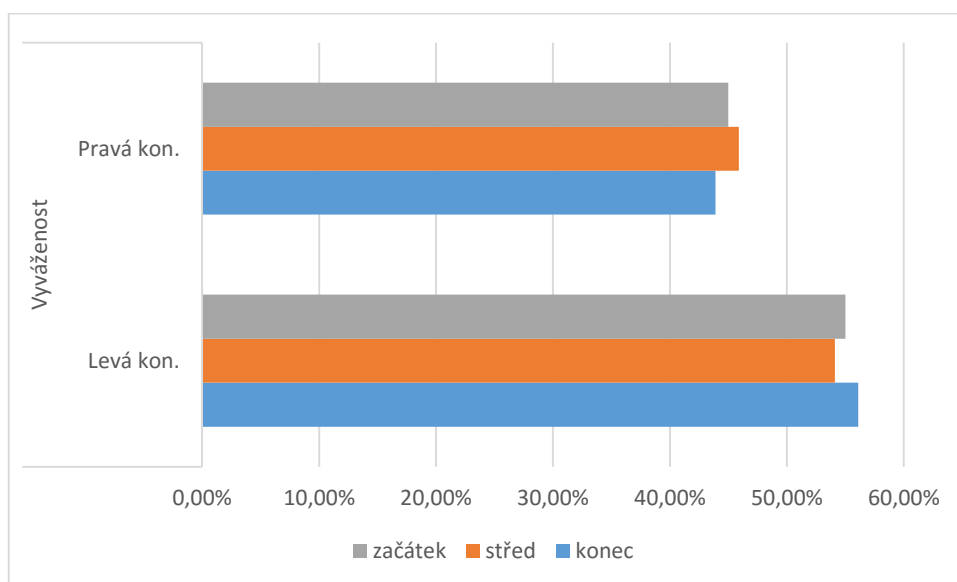


obr. 7 - Plantoskopické vyšetření subjektu 5, Zdroj: Autor

Z výsledku vyváženosti je potvrzená dominance levé končetiny. Při prvním cvičení se zátěží 100 W byl zaznamenán průměrný výkon 54,7 W při 82,2  $\text{ot} \cdot \text{min}^{-1}$ . Při druhém pak 77,5 W při 83,8  $\text{ot} \cdot \text{min}^{-1}$ . V průběhu druhého měření se projevují znaky únavy a zvyšuje se podíl levé dolní končetiny (Graf 29, 30).



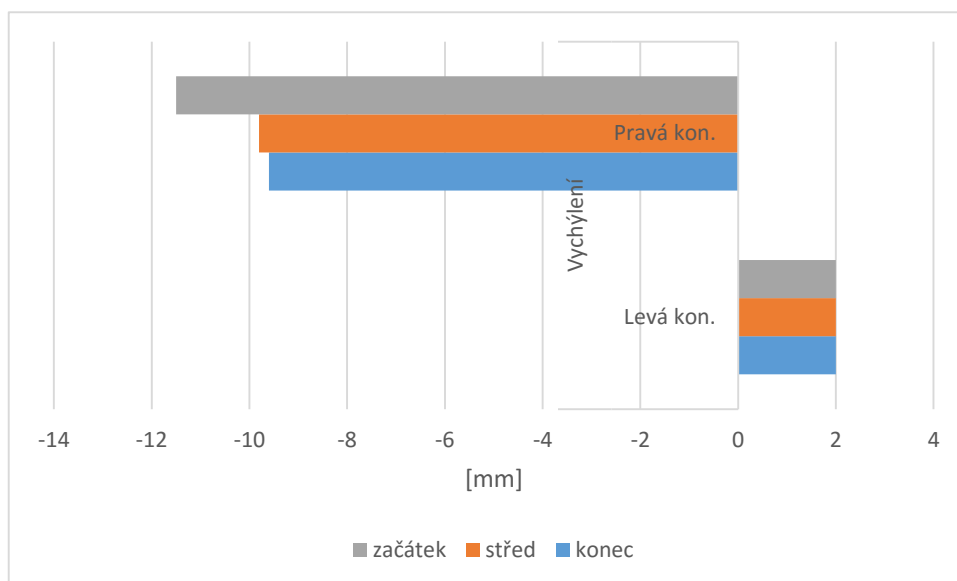
Graf 25 - subjekt 5 vyvážení při 100 W, Zdroj: Autor



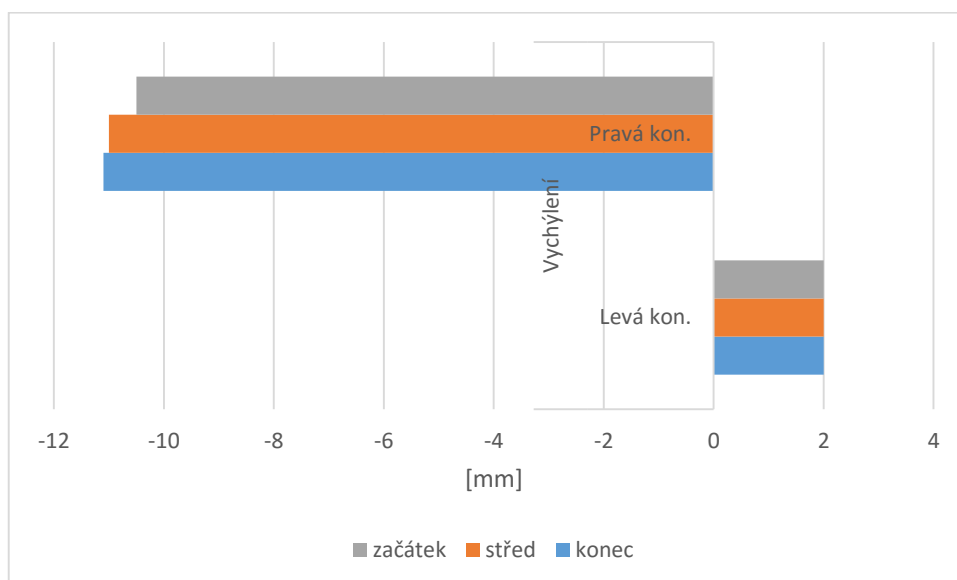
Graf 26 - subjekt 5 vyvážení při 150 W, Zdroj: Autor

U posledního subjektu nebylo přesně zhodnotit vychýlení dolních končetin, protože naměřena data pravé nohy nabývají pouze jedné hodnoty bez změny v čase a proto lze zhodnotit jen výsledky levé dolní končetiny. Průměrné vychýlení pravé dolní končetiny

při zátěži 100 W bylo -9,3 mm a při zátěži 150 W -12,8 mm



Graf 27 - subjekt 5 vychýlení při 100 W, Zdroj: Autor



Graf 28 - subjekt 5 vychýlení při 150 W, Zdroj: Autor

Délka silových fází z výše zmíněných problémů nebyla hodnocena.

### 3.10 Celkové výsledky

Tabulky výsledků měření jsou umístěny v přílohách A a B. Data z měření jsou dostupná v souboru měření na přiloženém CD.

## 4 Otočný polohovací mechanismus

V této kapitole se budu zabývat samotným návrhem polohovacího zařízení pro sedadlo rehabilitačního rotopedu. V návrhu je třeba spojit konstrukční a funkční požadavky s technickými prostředky, tak aby bylo možné vytvořit vyhovující, funkční a účelné polohovací zařízení usnadňující nasedání pacienta s omezenou mobilitou.

Technické řešení pro zlepšení ergonomie z pohledu snadnější nasedání je navržen jednoduchý otočný mechanismu vložený mezi zvedací sloupek Linak DL2 tv a sedadlo. V současné chvíli jsou tyto komponenty spojeny pomocí ploten o rozměrech 240 x 160 mm a roztečí děr (220 x 136 mm) pro montáž šroubů M10. Tloušťka desky zvedacího sloupku je 8 mm.

### 4.1 Technické požadavky

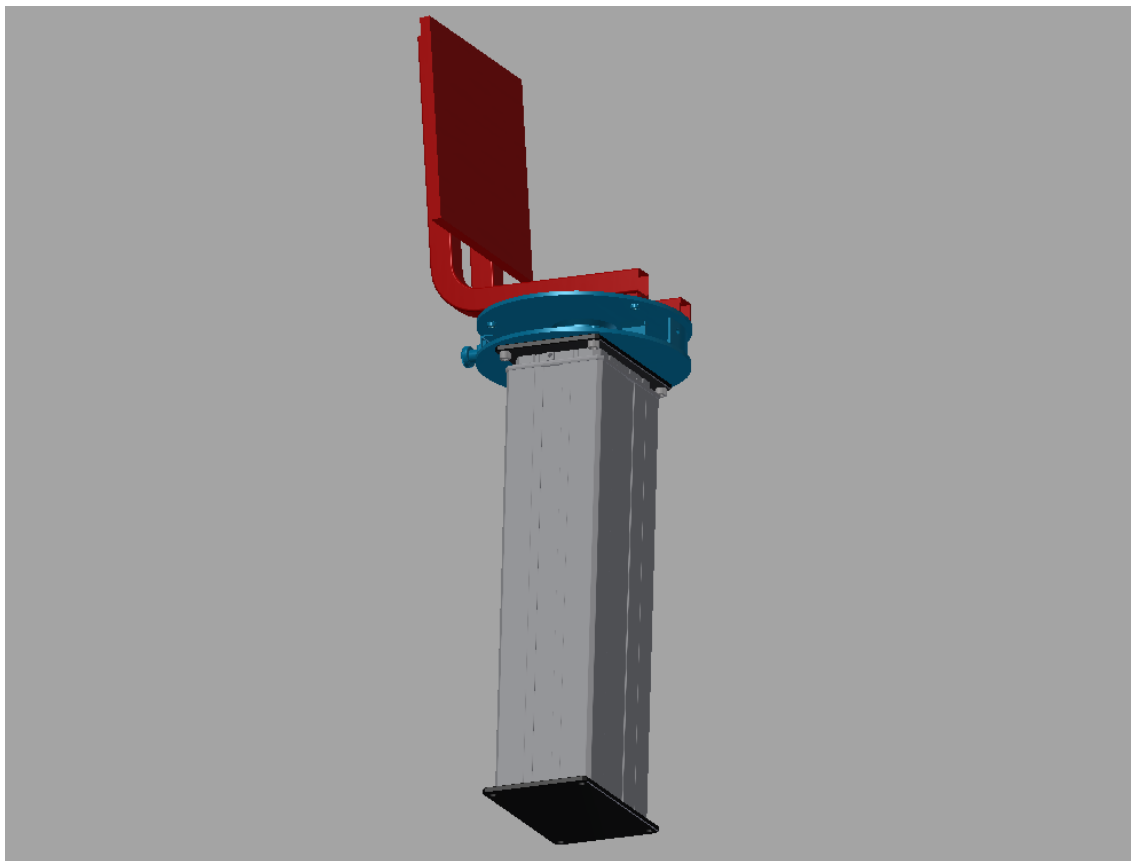
Vycházejí z norem uvedených v teoretické části práce. Zejména pak testy ověřující pevnost konstrukce. Současné díly jsou již na tyto zatížení dimenzována a tak je lze uvažovat jako dostatečně pevná. V plochách styku s otočným mechanismem je možno použít díly jako tuhé.

### 4.2 Konstrukční požadavky

Celý mechanismus musí být co nejnižší, aby co nejméně ovlivnil rozsah polohování rotopedu ve výškovém nastavení. Také musí zajišťovat stabilitu sedadla proti horní základně otočného mechanismu a také mezi tělem zvedacího sloupku Linak DL2. V současném stavu je řešena stabilita vložení „mezikusu“, který eliminuje pohyb přidáním čtyř šroubových spojení mezi „mezikus“ a rám sedadla.

Dalším parametrem, o kterém bylo nutno rozhodnout, byla vhodnost ložiska sloužící pro samotné otáčení i pro přenos působících sil. V zásadě jsem se rozhodoval mezi použitím kuličkového ložiska, kluzného ložiska nebo kluzného ložiska s přídatným stykem mezi základnami což zvyšuje pevnost i stabilitu. Avšak toto řešení klade velké nároky na přesnost výroby.

Kuličkové ložisko na základě simulací nevyhovovalo kvůli velké axiální síle na něj působící. Proto jsem se rozhodl použít kluzná ložiska od firmy SKF. Konkrétně ložiska s kompozitem (ocel, PTFE)



*obr. 8 - celkový pohled, Zdroj: Autor*

## 4.3 Součásti

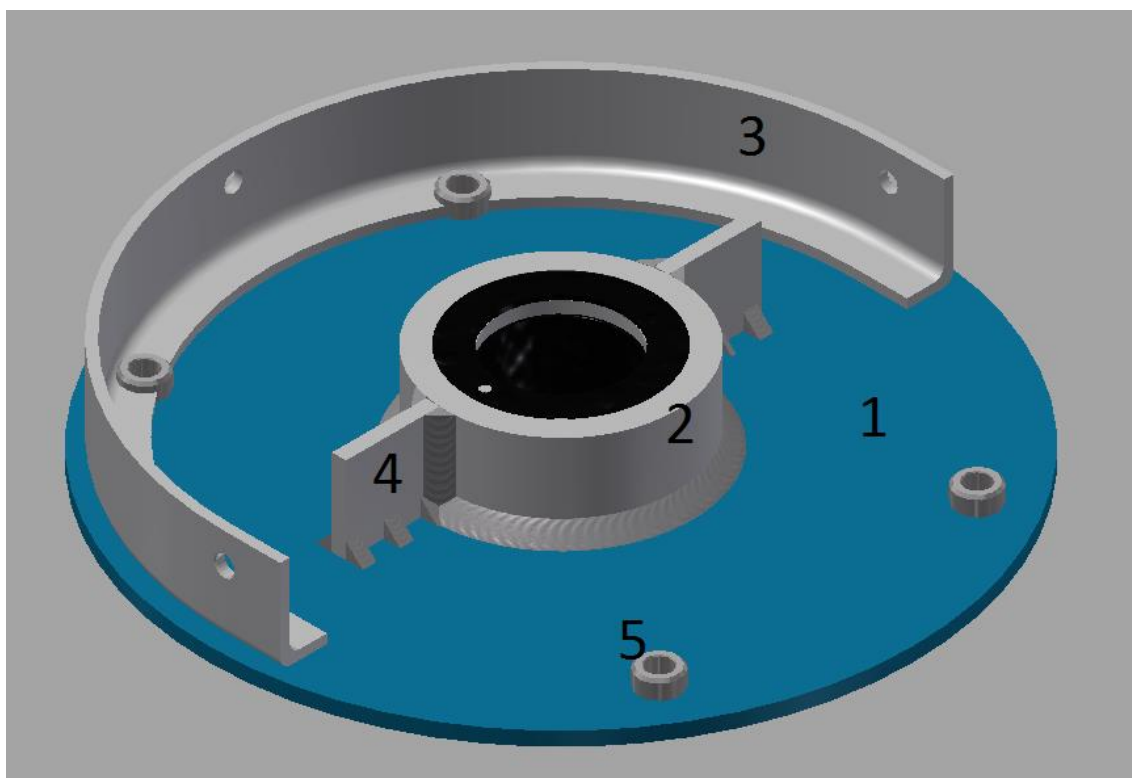
### Základny

Jsou tvořeny z 6 mm plechu, ze kterého je vyřezána desky o průměru 300 mm.

### Spodní základna

Umožňuje montáž na zvedací sloupek a je osazena čtyřmi otvory s roztečí 220 x 136 mm (obr. 9 bod 1) s nalisovanými maticemi CM10-3 (obr. 9 bod 5) (11). Dále je díl osazen pouzdem ložiska (obr. 9 bod 2) a prvky dorazu. Pro možnost aretace je na součástce umístěn díl pro aretaci z tenkostěnného L profilu (obr. 9 bod 3).

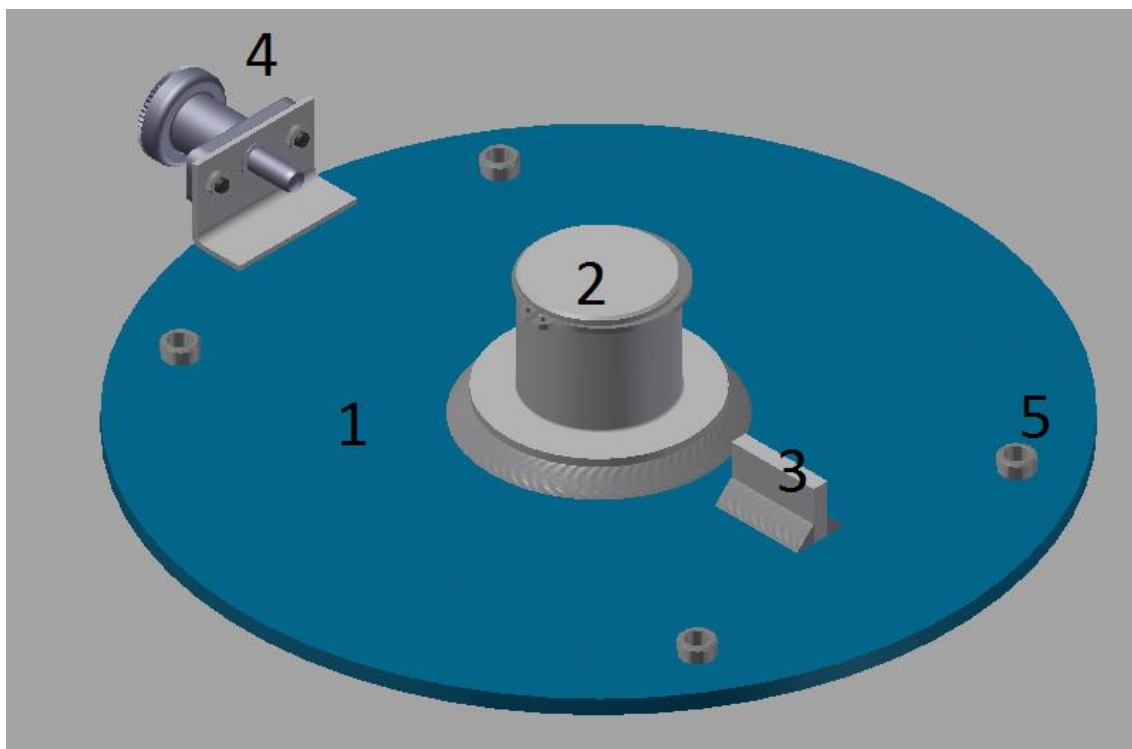




obr. 9- svařenec spodní, Zdroj: Autor

## Horní základna

Obsahuje otvor pro umístění nosného čepu (obr. 10 bod 1),. Z důvodu montáže bude deska mít nalisované matice CM8-3 (obr. 10 bod 5) (11), pro připojení mezikusu. Dále bude opatřena závity pro přišroubování krytu zabráňující volný přístup k vnitřní mechanice.



obr. 10- svařenec vrchní, Zdroj: Autor

## Ložisko a jeho uložení

Pro potřeby je uložení rozděleno na dvě samostatná ložiska a to radiální ložisko PCM 505530 E a axiální PCMW 527802 E. Tolerance rozměrů uložení ložisek byla vyhotovena v předpisu výrobce. (12) (13)

## Aretace

Systém aretace se skládá z držáku vytvořeným z tenkostěnného L profilu (30 x 20 mm) pro osazení zajišťovacího kolíku s přírubou EH 22120.0939 (14) pomocí zalisovaných matic CM5-3 (11) Tento držák je přidělán k horní základně pomocí bodových svárů. Samotný zajišťovací kolík umožňuje za aretování ve vysunutém stavu.

Druhou částí aretace je také tenkostěnný profil L o rozměrech 40 x 20 mm umístěním kratší částí ke spodní desce kde je bodově svařen. V tomto profilu jsou vytvořeny vybrání jednak pro zajišťovací kolík a vybrání na kratší straně kde tvoří prostor pro nalisované matice dolní základny.

### **Dorazy**

Omezují rotaci v rozsahu 180° (o 90° na obě strany). Jsou tvořeny dohromady třemi díly. Kdy první dva jsou přivařeny na spodní základnu, a poslední dílec je umístěn v horní základně.

### **Kryt**

Samotný kryt není součástí návrhu, jelikož v době vzniku zadání nebyl na rotopedu navržen finální zakrytí celého rotopedu. A nelze jej tvořit bez součinnosti s ostatními díly zakrytování.

## **4.4 Pevnostní analýzy**

Pevnostní analýzy modelu byly provedeny v programu Autodesk Inventor Professional 2015. Podle požadavků normy ČSN EN 975-5. Zaprvé byla zvolena statická zátěž působící na vrchní plochu horní základny přes mezikus simulující plochu zatížení od sedadla silou 4000 N vůči horní plotně zvedacího sloupku Linak, která byla nastavena jako pevná. Dále zatížení simulující zatížení opěradla, čehož bylo dosaženo použitím externí síly působící opět na mezikus (výška 500 mm a délka 350 mm od středu otáčení) silou 1500 N. Poslední simulací bylo zatížení v ohybu působící na kritický průřez nosného čepu (průměr 50 mm).

Celá zpráva z pevnostních analýz lze najít v příloze na CD je uvedena ve složce pevnostní analýzy.

## 5 Závěr

Z měření biomechanických parametrů vyplývá, že výkon byl u obou zátěží menší než nastavený odpor. Největší zaznamenaný rozdíl byl 43% mezi naměřenou průměrnou hodnotou a nastaveným odporem. Celkový rozdíl výkonu je 47,75 W oproti nastaveným zátěžím. Pokud vyjdeme z předpokladu pravdivosti tvrzení o chybě nastavení odporu ergometru Kettler E3, což je  $\pm 3$  %. Jelikož firma Garmin neurčuje přesnost měření přístroje Vector2. Z toho vyplývá, že chyba v měření je způsobena samotnými měřidly Garmin Vector2. Na chybě se také určitě projevil vliv přesnosti zadaných dat do měřícího cyklopočítače. Obecně lze říci po zkušenostech s problematickým měřákem a z množstvím chybějících dat. Proto nelze chápat data měření explicitně a dá se na ně nahlížet pouze orientačně.

Hlavním cílem této práce bylo však vytvoření studie možného technického řešení polohovacího zařízení pro účely usnadnění přístupu a opouštění rehabilitačního rotopedu a zároveň ulehčení práce lékařského personálu.

Navrhl jsem proto systém, který tyto požadavky splňuje.

## 6 Seznam literatury

1. GILBERTOVÁ, Sylva, MATOUŠEK, Ondřej. Ergonomie, Optimalizace lidské činnosti. Praha: Grada, 2002. ISBN 80-247-0226-6.
2. ŠTOLL, Ivan. *Mechanika*. 3. vyd. V Praze: České vysoké učení technické, 2010, 209 s. ISBN 978-80-01-04554-1.
3. ČSN EN 957-5:2009. Tréninkové cyklotrenažery a rotopedy pro procvičování i horní části těla, další specifické bezpečnostní požadavky a metody zkoušení.. Brno: ÚNMZ, 2009.
4. BENEŠ, Jiří a kol. Základy lékařské biofyziky. 3., upr. vyd. Praha: Karolinum. 2011. 200 s. Učební texty Univerzity Karlovy v Praze. ISBN 978-80-46-2034-3..
5. DORŠÁK, Petr a Pavel VÁVRA. Klinická fyziologie tělesné zátěže: vybrané kapitoly, pro bakalářské studium fyzioterapie. 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2009, 98 s. ISBN 978-802-1049-659.
6. W. Strecker, P. Keppler, F Gehard, L. Kinzl. *Length and torsin of the lower limb* [online]. 1997. [cit. 2016-01-09]. ISBN. Dostupné z: <http://www.bjj.boneandjoint.org.uk/content/jbjsbr/79-B/6/1019.full.pdf>.
7. HEINZ KETTLER GMBH & CO. KG. KETTLER: *Montageanleitung "E3", Ense-Parsit*, 2012. Dostupné z: <http://www.kettlerusa.com/manuals/fitness/exercise%20bikes/7682-000.pdf>.
8. *Garmin Edge 520 je první GPS cyklopočítač s integrovanými STRAVA segmenty*. Garmin. [online]. 2015 [cit. 2016-04-03]. Dostupné z: <http://www.garmin.cz/aktualne/aktuality/garmin-edge-520-je-prvni-gps-cyklopocitac-s-integrovanymi-strava.html>.
9. kolektiv autorů. Metodika zpracování kvalifikační práce [online]. 11/2015. [cit. 2016-01-20]. ISBN 978-80-7494-259-4. Dostupné z: [http://www.uzs.tul.cz/attachments/085\\_Metodika%20zpracov%C3%A1n%C3%AD%20kvalifika%C4%8Dn%C3%ADch%20prac%C3%AD.pdf](http://www.uzs.tul.cz/attachments/085_Metodika%20zpracov%C3%A1n%C3%AD%20kvalifika%C4%8Dn%C3%ADch%20prac%C3%AD.pdf).
10. KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, 713 s. ISBN 978-807-2626-571.

11. BUŠKO K., *Biology of sport a quarterly journal of sport and exercise science: Power output and mechanical efficierrcy of human muscle in maximal cycle ergometer efforts at diferent pedalling rates [online]. 2005 [cit. 2013- 11- 14], ISBN 2083-1862. Dostup.*
12. Catalog of self-clinching nuts. Captive fastener. [online]. 2014 [cit. 2016-04-20]. Dostupné z: [http://www.captive-fastener.com/Catalog/C\\_CS.pdf](http://www.captive-fastener.com/Catalog/C_CS.pdf).
13. Bushings. SKF. [online]. [cit. 2016-04-20]. Dostupné z: <http://www.skf.com/cz/products/bearings-units-housings/spherical-plain-bearings-bushings-rod-ends/composite-dry-sliding-bearings-fw-bushings/bushings/index.html?designation=PCM%20505530%20E>.
14. Thrust washers. SKF. [online]. [cit. 2016-04-20]. Dostupné z: <http://www.skf.com/cz/products/bearings-units-housings/spherical-plain-bearings-bushings-rod-ends/composite-dry-sliding-bearings-fw-bushings/thrust-washers/index.html?designation=PCMW%20527802%>.
15. Zajišťovací kolík s přírubou. Halder. [online]. [cit. 2016-04-20]. Dostupné z: <http://www.halder.de/produkte/artgroupdetail.asp?k=1&a=4&g=52&intas=1&s=cz&menu=296&submenu=products&print=1>.
16. LEINVEBER, Jan a Pavel VÁVRA. *Strojnické tabulky: pomocná učebnice pro školy technického zaměření, 5., upr. vyd. Úvaly: Albra, 2011, 927 s, ISBN 978-80\_7361\_081-4.*
17. ČERNOCH, S. a kol. *Strojně technická příručka. Svazek 2.13. vyd. Praha: SNTL Praha, 1977, 1296 s.*
18. ČERNOCH, S. a kol. *Strojně technická příručka. Svazek 1.13. vyd. Praha: SNTL Praha, 1977, 1296 s.*
19. ČSN EN ISO 20957-1. *Stacionární tréninková zařízení . Část 1: Základní bezpečnostní požadavky a zkušební metody. Brusel: CEN, 2013..*

## 7 Seznam příloh

### Přiložené CD

- text bakalářské práce
  - bakalářská\_práce\_2016\_Adam\_Cvrček.pdf
  - bakalářská\_práce\_2016\_Adam\_Cvrček.docx
  - kopie\_zadání\_bakalářská\_práce\_2015\_Adam\_Cvrček.pdf
- technická dokumentace
  - modely a simulace ve složce Otočný mechanismus
  - Měření.xlsx

## Příloha A

Tabulka 1 Souhrnné výsledky při zatížení 100 W, Zdroj: Autor

Při 100 W	Subjekt 1	Subjekt 2	Subjekt 3	Subjekt 4	Subjekt 5	průměr	SD
Průměrné otáčky [ot/min]	77,0	81,3	91,7	88,6	82,2	84,16	35
Průměrný výkon [W]	80,7	66,1	57,8	64,0	54,7	64,66	102
vyváženost L [-]	35,75%	41,99%	30,24%	30,89%	58,96%	39,57%	1,40%
vyváženost P [-]	64,25%	58,01%	69,76%	69,11%	41,04%	60,43%	1,40%
vychýlení L [mm]	4,8	-2,3	1,7	2,6	2,0	1,76	7
vychýlení P [mm]	9,8	-2,4	3,3	10,1	-9,3	2,3	69
začátek silové fáze L [°]	7,1	14,7	11,4	10,2	0,0	8,68	31
konec silové fáze L [°]	185,8	183,6	184,7	189,1	170,0	182,64	54
začátek silové fáze P [°]	6,1	16,6	10,0	7,1	6,0	9,16	19,9
konec silové fáze P [°]	190,6	200,6	190,4	196,2	187,0	192,96	29,1
délka silové fáze L [°]	178,7	168,9	173,2	175,4	166,6	172,56	24
délka silové fáze P [°]	184,5	184,0	178,5	187,1	179,2	182,66	14
celková silová fáze [°]	363,2	352,9	351,7	362,5	345,8	355,22	56



## Příloha B

Tabulka 2 Souhrnné výsledky při zatížení 150 W, Zdroj: Autor

Při 150 W	Subjekt 1	Subjekt 2	Subjekt 3	Subjekt 4	Subjekt 5	průměr	SD
Průměrné otáčky [ot/min]	84,2	82,2	92,4	83,7	83,8	85,26	17
Průměrný výkon [W]	119,7	65,7	106,6	79,7	77,5	89,84	503
vyváženost L [-]	40,58%	36,80%	40,37%	30,95%	55,18%	40,78%	0,80%
vyváženost P [-]	59,42%	63,20%	59,63%	69,05%	44,82%	59,22%	0,80%
vychýlení L [mm]	2,7	-1,0	2,7	1,4	2,0	1,56	2,3
vychýlení P [mm]	9,8	0,0	3,3	1,5	-12,8	0,36	68
začátek silové fáze L [°]	10,6	18,1	18,6	-5,0	0,0	10,575	113
konec silové fáze L [°]	185,6	182,5	186,3	170,0	170,0	181,1	68
začátek silové fáze P [°]	6,0	17,8	10,3	3,0	7,0	9,275	32,0
konec silové fáze P [°]	190,4	199,5	189,1	204,0	195,0	195,75	51,7
délka silové fáze L [°]	171,5	164,5	167,7	171,5	166,6	168,8	11
délka silové fáze P [°]	182,5	181,7	178,8	199,0	186,1	185,5	84
celková silová fáze [°]	354,0	346,1	346,5	370,5	352,7	354,275	130